

การพัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกรานแบบใหม่โดยใช้
เทคนิคโทโนเมตรี

A NEW DEVELOPMENT OF NON-INVASIVE CONTINUOUS BLOOD PRESSURE
MONITORING DEVICE BY USING TONOMETRY TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2559
KMITL-2016-EN-M-045-029

การพัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกรานแบบใหม่โดยใช้
เทคนิคโทโนเมตรี

A NEW DEVELOPMENT OF NON-INVASIVE CONTINUOUS BLOOD PRESSURE
MONITORING DEVICE BY USING TONOMETRY TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2559

KMITL-2016-EN-M-xxx-xxx

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A NEW DEVELOPMENT OF NON-INVASIVE CONTINUOUS BLOOD PRESSURE
MONITORING DEVICE BY USING TONOMETRY TECHNIQUE



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2016

KMITL-2016-EN-M-xxx-xxx

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกรานแบบใหม่โดยใช้เทคนิคโทโนเมตรี
นักศึกษา	นายไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์
รหัสประจำตัว	57601377
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอเกี่ยวกับอุปกรณ์ตรวจวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องและไม่รุกรานแบบใหม่โดยใช้เทคนิคโทโนเมตรี โดยภายในอุปกรณ์ตัววัดมีเซ็นเซอร์วัดความดันอยู่ภายในภาชนะกักอากาศที่รับค่าการเปลี่ยนแปลงของความดันจากแผ่นกั้นรับแรง โดยทำการทดสอบความไวของอุปกรณ์จากการวัดความดันที่บริเวณหลอดเลือดแดงเรเดียลกับอาสาสมัครสุขภาพปกติ ซึ่งผลการทดสอบจำนวน 10 ครั้งพบว่าค่าสเปคตรัมของสัญญาณความดันโลหิตมีความถี่ยอดที่ 1 เฉลี่ย 1.22 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.20) ความถี่ยอดที่ 2 เฉลี่ยที่ 2.44 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.44) ยอดความถี่ที่ 3 เฉลี่ย 3.62 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.57) นอกจากนี้เมื่อทดสอบวัดความดันโลหิตในขณะที่ควบคุมการหายใจเพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของความดันซิสโตลิก ในช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที มีค่าเฉลี่ยของยอดความถี่ในช่วงความถี่ต่ำเท่ากับ 0.053 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.012) และค่าเฉลี่ยของยอดความถี่ในช่วงความถี่สูง 0.186 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.016) ช่วงควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที ค่าเฉลี่ยของยอดความถี่ในช่วงความถี่ต่ำ 0.101 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.003) และค่าเฉลี่ยของยอดความถี่ในช่วงความถี่สูง 0.206 เฮิร์ต (SD เท่ากับ 0.013) อีกทั้งค่าสเปคตรัมของสัญญาณความดันและการเปลี่ยนแปลงเวลาความดันซิสโตลิกมีค่า ICC (Intraclass Correlation Coefficient) มากกว่า 0.9 ซึ่งกล่าวได้ว่าอุปกรณ์มีความไวสำหรับการวัดและการประเมินทางการแพทย์

Thesis	A New Development Of Non-Invasive Continuous Blood Pressure Monitoring Device By Using Tonometry Technique
Student	Mr. Isoon Kanjanasurat
Student ID.	57601377
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2016
Thesis Advisor	Dr. Suradej Tretriluxana

ABSTRACT

This thesis presents a new development of non-invasive continuous blood pressure monitoring device by using tonometry technique. Device have pressure sensor inside cylinder that air trapped and is received changing of pressure by membrane. Testing of sensitivity equipment is measured by blood pressure at radial artery with healthy subject. The results that experiment in 10 times presented the spectrum of blood pressure. An average spectrum of first peak is 1.22 Hz (SD is 0.20) average spectrum of second peak is 2.44 Hz (SD is 0.44) and average spectrum of third peak is 3.62 Hz (SD is 0.57). Blood pressure variability while control breathing in 12 cycles per minute. An average peak frequency of low frequency is 0.053 Hz (SD is 0.012) and an average peak frequency of high frequency is 0.186 HZ (SD is 0.016). Blood pressure variability while control breathing in 6 cycles per minute. An average peak frequency of low frequency is 0.101 Hz (SD is 0.003) and an average peak frequency of high frequency is 0.206 HZ (SD is 0.013). The spectrum of blood pressure signal and blood pressure variability have ICC (Intraclass Correlation Coefficient) over 0.9 that means device is sensitivity for medical assessment.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ ตลอดจนให้ความรู้แก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ และการช่วยเหลือต่างๆภายในห้องปฏิบัติการชีวการแพทย์ ทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในห้องแลปประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMCL Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในห้องแลป RLIS และ ห้อง Rail Link ของ ผศ.บุญชนะย์ ภูระหงษ์ และ ดร.วันวิสา ชัชวงษ์ในสาขาวิศวกรรมสารสนเทศที่เป็นทั้งผู้ร่วมการทดลอง ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ และกำลังใจเสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยสนับสนุน ด้านค่าใช้จ่าย ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วง ด้วยดีสำหรับคุณค่าความดีอันใดและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และแจ้งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป	VIII
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์	2
1.3 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย	2
1.4 ขอบเขตงานวิจัย	2
1.5 ขั้นตอนในการศึกษา	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย	3
2.1 สัญญาณชีพ	3
2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย	3
2.1.2 ชีพจร.....	3
2.1.2.1 การวัดชีพจรและตำแหน่งการวัดชีพจร.....	4
2.1.2.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงชีพจร	5
2.1.2.3 วิธีการวัดชีพจร.....	6
2.1.3 การหายใจ	6
2.1.3.1 กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างปอดกับอากาศภายนอก.....	6
2.1.3.2 การแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างปอดกับอากาศภายใน	7
2.1.3.3 อัตราเร็วของการหายใจ.....	7
2.1.4 ความดันโลหิต	8
2.1.4.1 การวัดความดันโลหิต.....	9
2.1.4.2 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต	10
2.1.4.3 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความดัน.....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ IV ึ่งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.1.4.4 กลไกการควบคุมความดันโลหิต.....	13
2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบอุปกรณ์วัดความดัน.....	14
2.2.1 ทฤษฎีของบอยล์	14
2.2.2 แรงดึงผิวของผนังหลอดเลือด.....	15
2.2.3 โทโนเมตรี.....	16
2.2.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันในโดเมนความถี่.....	18
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	20
2.3.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน.....	20
บทที่ 3 การออกแบบอุปกรณ์และระบบวัด.....	23
3.1 ระบบการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง.....	23
3.2 การออกแบบอุปกรณ์และหลักการทำงานของอุปกรณ์.....	23
3.2.1 การออกแบบอุปกรณ์	23
3.2.2 หลักการทำงานของอุปกรณ์	25
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์.....	25
3.3.1 เซ็นเซอร์วัดความดัน	25
3.3.2 Arduino Nano.....	28
3.3.3 การเชื่อมต่อแบบไร้สาย.....	29
3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์.....	30
3.4.1 ส่วนแสดงผลสำหรับผู้ใช้งาน	30
3.4.1.1 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์และคอมพิวเตอร์	31
3.4.1.2 การแสดงผลสัญญาณความดันโลหิต.....	31
3.4.1.3 การเปรียบเทียบสัญญาณความดัน.....	31
3.4.1.4 การบันทึกสัญญาณ	32
3.4.2 ส่วนประมวลผลและนำเสนอผล.....	32
3.5 สรุป.....	33
บทที่ 4 การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ.....	34
4.1 การออกแบบการทดลอง	34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.1.1 วัตถุประสงค์และอุปกรณ์การทดลอง	35
4.1.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	36
4.2 ผลการทดลอง.....	37
4.2.1 ผลการทดลองวัดความดันโลหิตโดยการควบคุมการหายใจ	37
4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง	37
4.3.1 การวิเคราะห์สเปกตรัมตัวอย่างสัญญาณความดันอาสาสมัครสุขภาพปกติราย เดียวกัน.....	37
4.3.2 การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาซีสโตลิก.....	39
4.4 ผลการทดลองวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไป.....	44
4.5 สรุป.....	45
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	46
5.1 บทสรุปงานวิจัย	46
5.2 วิจัยและข้อเสนอแนะ.....	47
เอกสารอ้างอิง	48
ภาคผนวก.....	51
ภาคผนวก ก ตัวอย่างซอสโค้ด (Source code) ของโปรแกรมในส่วนการเชื่อมต่อกับ อุปกรณ์.....	52
ภาคผนวก ข ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	54
ประวัติผู้เขียน.....	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และแจ้งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย.....	7
2.2 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท).....	10
3.1 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02	26
3.2 ความสามารถของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02	26
3.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02	27
3.4 คุณสมบัติของ Arduino Nano	28
3.5 คุณสมบัติของ BC417	29
4.1 วิธีการหายใจ	35
4.2 ขั้นตอนการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับควบคุมการหายใจ.....	35
4.3 ค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดันโลหิตในอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน.....	38
4.4 ค่าพื้นที่ใต้กราฟของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก	42
4.5 ค่าของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก	43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ **vii** อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตำแหน่งชีพจรต่างๆของร่างกายมนุษย์.....	5
2.2 การหายใจ.....	7
2.3 ความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับไดแอสโตลิก.....	8
2.4 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ.....	11
2.5 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ.....	12
2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดันและปริมาตร.....	14
2.7 แบบจำลองหลอดเลือด.....	15
2.8 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับปริมาตรของหลอดเลือด.....	16
2.9 หลักการของโทโนเมตรีเมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด.....	16
2.10 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น.....	18
2.11 ไดอะแฟรมการทำงานและรูปคลื่นความดัน.....	20
2.12 อุปกรณ์การวัดโดยใช้หลักโทโนเมตรี.....	21
2.13 เซ็นเซอร์ MPX5050DP.....	21
2.14 ไดอะแฟรมการทำงานของระบบการวัดความดันโลหิต.....	21
2.15 อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง.....	22
3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต.....	23
3.2 ขนาดและโครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนวัด.....	24
3.3 ขนาดของอุปกรณ์วัด.....	24
3.4 อุปกรณ์วัดโดยใช้ 3D ปริ้นเตอร์ขึ้นรูป.....	25
3.5 การทำงานของอุปกรณ์การวัด.....	25
3.6 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02.....	26
3.7 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02.....	27
3.8 วงจรขยายสัญญาณโดยมีอัตราขยาย 100 เท่า.....	27
3.9 ช่องสัญญาณของ Arduino nano 3.0.....	28
3.10 วงจรรวมของอุปกรณ์การวัด.....	29
3.11 กล่องอุปกรณ์การวัด.....	30
3.12 หน้าต่างส่วนแสดงผลสำหรับผู้ใช้งานวัดความดันโลหิต.....	30
3.13 หน้าต่างในส่วนของการเชื่อมต่อ.....	31
3.14 หน้าต่างแสดงสัญญาณความดัน.....	31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ VIII อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.15 หน้าต่างกรอกค่าความดันเพื่อทำการเปรียบเทียบ.....	32
3.16 ปุ่มสำหรับการกดบันทึก.....	32
3.17 หน้าต่างสำหรับแสดงผลการประมวลผลข้อมูล.....	32
3.18 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ.....	33
4.1 อุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่อง.....	36
4.2 เครื่องวัดความดันแบบออสซิลมิติริก Omron รุ่น M5.....	36
4.3 แอปพลิเคชันสำหรับกำหนดการหายใจ.....	36
4.4 ตัวอย่างสัญญาณความดันโลหิตแบบ A ไป B.....	37
4.5 ตัวอย่างสัญญาณความดันและสเปกตรัมของสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน.....	38
4.6 ตัวอย่างสัญญาณความดัน ผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A.....	39
4.7 ตัวอย่างสัญญาณความดัน ผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B.....	40
4.8 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจปกติ.....	41
4.9 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจ 12 ครั้งต่อนาที.....	41
4.10 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	41
4.11 ตัวอย่างสัญญาณความดัน การเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกของเพศชาย.....	44
4.12 ตัวอย่างสัญญาณความดัน การเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกของเพศหญิง.....	45

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

BP	=	Blood pressure
SBP	=	Systolic blood pressure
DBP	=	Diastolic blood pressure
MAP	=	Mean Arterial Pressure
P_{sys}	=	Systolic blood pressure
P_{dias}	=	Diastolic blood pressure
P	=	Pressure
V	=	Volume
K	=	constant
mmHg	=	millimeter of mercury
kPa	=	kilo Pascal
l	=	liter
T	=	Tension
R	=	Radius
P_e	=	External Pressure
P_i	=	Internal Pressure
P_t	=	Transmeral Pressure
FFT	=	Fast Fourier Transform
ICC	=	Intraclass Correlation Coefficient
σ^2	=	variance
Hz	=	Hertz
SD	=	Standard deviation
BPV	=	Blood pressure variability
LF	=	Low frequency
HF	=	High frequency

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษารวมถึงทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัยและขั้นตอนในการศึกษา

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

สุขภาพของบุคคลนั้นสามารถบอกได้ด้วยหลายปัจจัย หนึ่งในนั้นคือความดันโลหิตซึ่งเป็นสัญญาณชีพหนึ่งที่มีความสำคัญอย่างยิ่งในการบ่งบอกถึงความแข็งแรงของร่างกายรวมถึงสามารถบ่งชี้ถึงการเกิดโรคต่างๆในระบบหมุนเวียนโลหิตได้

ความดันโลหิตนั้นคือความดันโลหิตภายในหลอดเลือดซึ่งจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ ซึ่งสามารถวัดความดันโลหิตได้จากทางตรงโดยวิธีรุกราน (Invasive) คือการนำเอาแคททีเตอร์ (Catheter) สอดเข้าไปยังเส้นเลือดโดยตรงเพื่อทำการถ่ายเอนาเอาความดันภายในหลอดเลือดออกมายังทรานสดิวเซอร์วัดความดัน ถึงแม้ว่าการทำการวัดความดันแบบรุกรานนั้นสามารถให้ค่าที่แน่นอน ซึ่งถูกต้องและแม่นยำรวมถึงให้ความต่อเนื่องของสัญญาณได้แล้วนั้น แต่อาจก่อให้เกิดความเสี่ยงจากการติดเชื้ออีกทั้งไม่เหมาะแก่การนำเอามาวัดความดันโลหิตกับบุคคลทั่วไป

การพัฒนาเครื่องมือที่สามารถใช้วัดความดันโลหิตแบบไม่รุกราน (Non-invasive) ซึ่งเป็นการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมโดยเริ่มจากแบบ sphygmomanometer ที่ให้ผู้ทำการวัดต้องฟังจากเสียงการไหลของเลือด (Korotkoff sound) และอ่านค่าจากความดันจากมาตรวัด ซึ่งได้มีการพัฒนาอุปกรณ์การวัดความดันโลหิตเป็นแบบดิจิตอลออสซิลโลเมตริก โดยสามารถวัดค่าได้ทั้งหมด 2 ค่าคือค่าของความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัวหรือค่าความดันบน (Systolic blood pressure) และค่าของความดันโลหิตขณะหัวใจคลายตัวหรือค่าความดันล่าง (Diastolic blood pressure) อีกทั้งยังสามารถนำค่าทั้งสองมาคำนวณเพื่อใช้ในการหาค่าความดันเฉลี่ย วิธีการนี้มีข้อดีคือ ไม่มีความยุ่งยากในการวัด และสามารถทำการวัดได้เองที่บ้าน เนื่องจากวิธีการแบบนี้บอกได้เพียงค่าความดันโลหิตสูงต่ำและเฉลี่ย รวมถึงไม่สามารถแสดงสัญญาณรูปคลื่นของความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องได้ ซึ่งจำเป็นต่อการวินิจฉัยและการวิจัยทางการแพทย์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเสนอการออกแบบและสร้างระบบวัดความดันโลหิตซึ่งไม่รุกรานและแสดงรูปคลื่นความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณหลอดเลือดแดงเรเดียล (Radial artery) รวมถึงสามารถเก็บบันทึกสัญญาณเพื่อนำมาวิเคราะห์ทีนภายหลังได้

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์

จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้สามารถสรุปได้ดังนี้

1.2.1 ออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องและระบบสำหรับประมวลผลสัญญาณ

1.2.2 ประเมินสมรรถนะของระบบโดยวัดความดันบนหลอดเลือดแดงเรเดียล

1.2.3 ประเมินสมรรถนะของการประยุกต์ทางคลินิก กับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.3 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

หลักการที่ใช้ในการวิจัยนี้นำเอาหลักการของโทโนเมตรี (Tonometry) ซึ่งเป็นการส่งถ่ายแรงของความดันโลหิตที่มีผลต่อผนังหลอดเลือดแดงเรเดียลผ่านตัวรับแรงไปยังแผ่นกั้นซึ่งมีความยืดหยุ่นและเชื่อมต่อกับบริเวณกักอากาศที่มีเซนเซอร์ (Sensor) วัดความดัน โดยเมื่อหลอดเลือดแดงมีการขยายตัวมีผลทำให้ตัวรับแรงดันแผ่นกั้นให้มีความโค้งขึ้นและทำให้มีความดันภายในบริเวณกักอากาศเพิ่มขึ้น ในทางกลับกันเมื่อหลอดเลือดแดงมีการหดตัวมีผลทำให้แผ่นกั้นมีความโค้งลดลงและทำให้มีความดันภายในบริเวณกักอากาศลดลง ด้วยหลักการนี้ทำให้สามารถตรวจวัดแรงดันของเส้นเลือดแดงได้อย่างต่อเนื่องรวมถึงการกดตัวรับแรงด้วยแรงคงที่ก็สามารถปรับเทียบค่าความดันในบริเวณกักอากาศไปเป็นความดันโลหิตได้เช่นเดียวกัน

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

ออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องและระบบสำหรับการประมวลผล รวมถึงการประเมินสมรรถนะของระบบโดยวัดความดันบนหลอดเลือดแดงเรเดียลและนำไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิกกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

ในการศึกษานั้นเริ่มจากการค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องหรือใกล้เคียงกับงานวิจัยในการวัดความดันโลหิตในรูปแบบต่างๆ รวมถึงศึกษาหลักการในการทำงานของโทโนเมตรีเพื่อทำความเข้าใจและนำมาใช้ในการออกแบบอุปกรณ์สำหรับการใช้วัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือเพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานพร้อมทั้งออกแบบโปรแกรมเพื่อใช้ในการประมวลผลสัญญาณผ่านคอมพิวเตอร์จากนั้นทำการทดสอบกับอาสาสมัครเพื่อทำการประเมินลักษณะของความคงตัวจากผลการวัดจริง

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทนี้จะนำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยอันได้แก่ความหมายของความดันโลหิต หลักการวัดความดันโลหิต การวัดความดันโลหิตในปัจจุบัน ทฤษฎีเกี่ยวกับความดันที่ใช้ในการ ออกแบบอุปกรณ์และการวิเคราะห์สัญญาณเบื้องต้น

2.1 สัญญาณชีพ (Vital sign) [1-4]

สัญญาณชีพเป็นสิ่งที่บ่งบอกความมีชีวิตของบุคคลอันประกอบไปด้วย อุณหภูมิ (Temperature) ชีพจร (Pulse) การหายใจ (Respiration) และความดันโลหิต (Blood pressure) ซึ่งเป็นสัญญาณที่สามารถทำการตรวจสอบวัดได้ โดยสัญญาณชีพที่มีความปกตินั้นสามารถบ่งบอกถึง สภาวะร่างกายที่เป็นปกติได้ แต่ในทางกลับกันหากมีสัญญาณชีพที่เปลี่ยนแปลงไป สามารถบอกได้ถึง การเปลี่ยนแปลงในสภาพของร่างกายหรือความรุนแรงของการเจ็บป่วย ดังนั้นทางการแพทย์จึงให้ ความสนใจสัญญาณชีพเพื่อใช้ในการประเมิน วินิจฉัยสุขภาพเบื้องต้น หรือวินิจฉัยโรคของผู้ป่วยอีกทั้ง ยังสามารถติดตามและประเมินผลของการรักษาได้อีกด้วย

2.1.1 อุณหภูมิร่างกาย (Temperature)

อุณหภูมิของร่างกายเป็นระดับของความร้อนภายในร่างกาย ซึ่งเกิดจากความสมดุล ของการสร้างความร้อนของร่างกายและการสูญเสียความร้อนออกจากร่างกาย อุณหภูมิในร่างกาย ของมนุษย์ มีค่าคงที่ไม่ค่อยเปลี่ยนแปลงมากนักถึงแม้อุณหภูมิภายนอกอาจจะเปลี่ยนไปซึ่งศูนย์กลาง การควบคุมอุณหภูมิอยู่ที่ ไฮโปธาลามัส (Hypothalamus) ทำหน้าที่ควบคุมให้ร่างกายผลิตความร้อน และระบายความร้อนออกให้สมดุลกัน โดยปกติแล้วร่างกายจะมีอุณหภูมิภายในประมาณ 36.4-37.4 องศาเซลเซียส

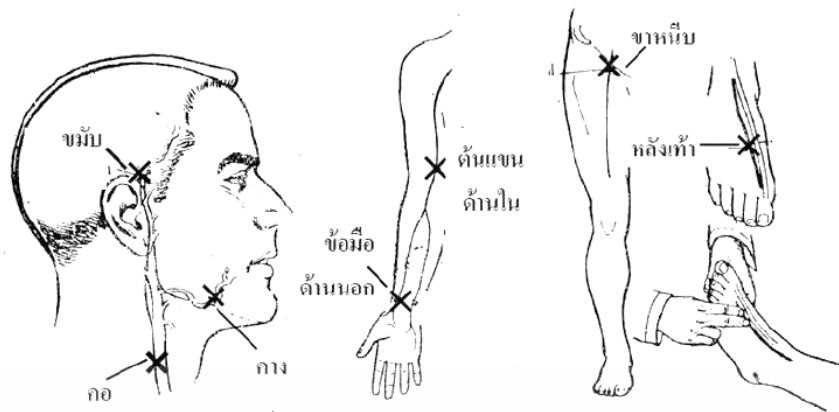
2.1.2 ชีพจร (Arterial pulse)

ชีพจรเกิดจากการเต้นของหัวใจแสดงออกได้หลายแบบ เช่น ความหนาแน่นของ เลือดในบริเวณอวัยวะส่วนปลายและการหดขยายตัวของผนังหลอดเลือดที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจ มีผลให้คลื่นความดันโลหิตไปดันผนังของเส้นเลือดแดงให้ขยายออกเป็นจังหวะ ซึ่งในขณะที่เลือดไหล ผ่านไปตามเส้นเลือดนั้น จังหวะการเต้นของเส้นเลือดจะสัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจโดยตรง โดย อัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ 2 ส่วนคือ ระบบประสาทซิมพาเทติก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Sympathetic nervous system) และระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic nervous system) โดยระบบประสาทซิมพาเทติกมีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่บริเวณไขสันหลัง โดยทำงานในช่วงที่ร่างกายอยู่ในสภาวะอันตราย ร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาตื่นตัวเพื่อเตรียมความพร้อมในการเผชิญกับสถานการณ์เหล่านั้น ทำให้ชีพจรเต้นเร็วกว่าปกติ ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น หัวใจเต้นเร็ว ความดันโลหิตมีค่ามากขึ้น และระบบพาราซิมพาเทติกมีศูนย์กลางการทำงานอยู่ที่ก้านสมองและไฮโปทาลามัส โดยระบบนี้จะทำงานควบคู่ไปกับระบบประสาทซิมพาเทติก เป็นการทำให้ร่างกายกลับเข้าสู่สภาวะปกติหลังจากที่ระบบซิมพาเทติกทำงานสิ้นสุดลงแล้ว ได้แก่ ชีพจรของหัวใจและความดันโลหิตกลับคืนสู่สภาพปกติคือ ทำให้ชีพจรเต้นช้าลง อัตราการเต้นของชีพจรลดต่ำลงและความดันโลหิตมีค่าลดต่ำลง

2.1.2.1 การวัดชีพจรและตำแหน่งของชีพจร [5]

ชีพจรสามารถคลำพบได้ทั้งเส้นเลือดแดงและเส้นเลือดดำ แต่นิยมคลำที่ตำแหน่งเส้นเลือดแดงมากกว่า เพราะจะคลำได้ชัดเจน หาตำแหน่งการคลำได้ง่าย บริเวณที่สามารถคลำชีพจรได้คือ ส่วนผิวของร่างกายที่มีหลอดเลือดแดงผ่านเหนือหรือข้างๆ กระดูก โดยมากเรียกชื่อชีพจรตามตำแหน่งของหลอดเลือดที่จับได้ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.1 ดังนี้ บริเวณเทมพอรัล (Temporal) จับที่เหนือและข้างๆตา ซึ่งหลอดเลือดแดงเทมพอรัลทอดผ่านเหนือกระดูกเทมพอรัลของศีรษะ บริเวณคาโรติด (Carotid) อยู่ด้านข้างของคอ คลำได้ชัดเจนที่สุดบริเวณมูฆากรรไกรกลาง บริเวณเบรเคียล (Brachial) อยู่ด้านในของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ (Bicep) คลำได้ที่บริเวณข้อพับแขนด้านใน เป็นตำแหน่งที่คลำเมื่อจะวัดความดันโลหิต บริเวณเรเดียล (Radial) อยู่ที่ข้อมือด้านใน บริเวณกระดูกปลายแขนด้านนอกหรือด้านหัวแม่มือซึ่งเป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรมากที่สุด เพราะเป็นที่จับได้ง่ายและไม่รบกวนผู้ป่วย บริเวณฟีโมรัล (Femoral) อยู่บริเวณขาหนีบตรงกลางๆ ส่วนของเอ็นที่ยึดขาหนีบ บริเวณพ็อพลิเทียล (Popliteal) อยู่บริเวณข้อพับเข่า หากค่อนข้างยาก แต่ถ้าวางเข่าก็สามารถคลำได้ง่ายขึ้น อยู่ตรงกลางๆ ข้อพับเข่า บริเวณดอร์ซาลิส เพดิส (Dorsalis pedis) อยู่บริเวณหลังเท้า ให้ดูตามแนวกลางตั้งแต่หัวเข่าลงไป ชีพจรที่จับได้อยู่กลางหลังเท้าระหว่างนิ้วหัวแม่มือกับนิ้วชี้ บริเวณแอสพิคัล (Apical) อยู่ที่ยอดของหัวใจ หน้าอกด้านซ้ายบริเวณที่ตั้งของหัวใจ มักใช้กับเด็กทารกและเด็กเล็กๆ ที่อายุต่ำกว่า 2-3 ขวบ บริเวณโพสทีเรีย ทิเบียล (Posterior tibial) อยู่บริเวณหลังปุ่มกระดูกข้อเท้าด้านใน



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งซีฟจรต่างๆของร่างกายมนุษย์ [1]

2.1.2.2 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงซีฟจร

ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของซีฟจรมีด้วยกันหลายปัจจัย โดยปัจจัยที่มีผลต่างๆสามารถอธิบายได้ดังนี้

1. อายุ อัตราการเต้นของซีฟจรในแต่ละช่วงวัยจะมีความแตกต่างกัน เมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราความเร็วของซีฟจรจะค่อยๆลดลง
2. เพศ โดยเพศหญิงจะเร็วกว่าเพศชายเล็กน้อยในช่วงวัยรุ่นและวัยผู้ใหญ่
3. การออกกำลังกาย ซีฟจรมีการเพิ่มมากขึ้นเมื่อได้ออกกำลังกาย เนื่องจากในระหว่างการออกกำลังกายกล้ามเนื้อต้องการออกซิเจนเพิ่มขึ้นมีผลทำให้เพิ่มการเต้นของหัวใจ เพื่อนำเอาออกซิเจนไปกับกระแสเลือด
4. อารมณ์ อารมณ์ที่เกิดขึ้น เช่น ความกลัว ความโกรธ ความวิตกกังวล การรับรู้ความเจ็บปวด จะไปกระตุ้นระบบประสาทซิมพาเทติกทำให้หัวใจบีบตัวเร็วขึ้น สำหรับการกระตุ้นระบบประสาทพาราซิมพาเทติกทำให้หัวใจเต้นช้าลง
5. อุณหภูมิ อัตราการเต้นของซีฟจรเพิ่มขึ้นเพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น
6. ยา ยาบางชนิดลดอัตราความเร็วของซีฟจรและบางชนิดเพิ่มอัตราความเร็วของซีฟจร
7. การตกเลือดคือการสูญเสียเลือดจากระบบหลอดเลือดประมาณ 10% ของจำนวนเลือดทั้งหมดทำให้ซีฟจรเร็วขึ้น
8. ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนซีฟจรจะเร็วกว่าเมื่ออยู่ในท่านั่งหรือนอน ทั้งนี้เพราะหัวใจต้องบีบตัวให้เร็วขึ้นเพื่อฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกาย
9. การหายใจ ในขณะที่หายใจเข้าและออก ขนาดของความกว้างซีฟจร (Cardiac pulses amplitudes) มีความแตกต่างกัน รวมถึงมีผลต่อรอบของซีฟจร (Pulse period)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2.3 วิธีการวัดชีพจร

วิธีการวัดชีพจรนั้นมีจุดประสงค์เพื่อตรวจสอบจังหวะเต้นของหัวใจรวมถึงเป็นการสังเกตการทำงานของหัวใจ โดยทั่วไปสามารถตรวจวัดชีพจรบริเวณข้อมือได้ด้วยการคลำ ซึ่งขั้นตอนในการปฏิบัติมีดังนี้

1. ใช้ปลายนิ้วชี้ นิ้วกลาง นิ้วนาง วางแตะลงบนตำแหน่งเส้นเลือดแดงที่ข้อมือด้านนอก (แนวเดียวกับหัวแม่มือ) กดเบาๆ พอให้รู้สึกถึงการเต้นของเส้นเลือด ไม่ควรใช้หัวแม่มือในการคลำชีพจร เพราะหลอดเลือดที่นิ้วหัวแม่มือเต้นแรง อาจทำให้เกิดความสับสนได้
2. นับการเต้นของชีพจรให้เต็ม 1 นาที พร้อมกับสังเกตจังหวะการเต้น ความหนัก ความเบาของชีพจรด้วย ถ้าชีพจรไม่สม่ำเสมอหรือมีอัตราการเต้นที่ผิดปกติ หรือความหนักเบาผิดปกติควรนับใหม่อีกครั้งให้แน่ใจ เพื่อประเมินการทำงานของหัวใจ
3. การนับอัตราการเต้นของหัวใจ ในเด็ก อาจต้องใช้วิธีฟังอัตราการเต้นของหัวใจแทนการคลำชีพจร เพราะในเด็กเล็กคลำชีพจรได้ไม่ชัดเจน
4. บันทึกจำนวนครั้งของชีพจร ความหนักหรือความเบา รวมถึงจังหวะการเต้นชีพจร เพื่อใช้เปรียบเทียบกับลักษณะการเต้นของชีพจรแต่ละครั้ง ซึ่งแสดงถึงการทำงานของหัวใจเพื่อเป็นแนวทางในการวางแผนให้การดูแลต่อไป

2.1.3 การหายใจ (Respiration) [6-10]

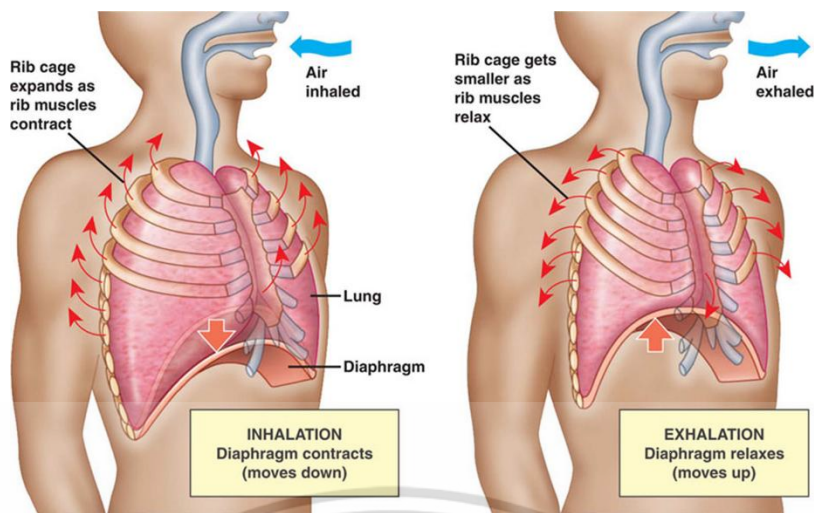
การหายใจเป็นการนำเอาออกซิเจนเข้าสู่ร่างกายและนำคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย การหายใจแบ่งได้เป็น 2 ขั้นตอน

2.1.3.1 การแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างปอดกับอากาศภายนอก

การหายใจทำให้เกิดแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างปอดกับอากาศภายนอก (External respiration) แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ

1. การสูดเอาอากาศเข้าไปในถุงลมของปอด เรียกว่าการหายใจเข้า (Inspiration or inhalation) จังหวะนี้จะมีการยกตัวของกระดูกซี่โครงพร้อมกับกระบังลมมีการหย่อนต่ำลงในท้อง ทำให้มีการขยายตัวของทรวงอกและหน้าท้อง ปอดจึงขยายตัวรับอากาศจากภายนอกเข้ามาได้ ซึ่งออกซิเจนจะซึมเข้าเส้นเลือดแดงที่หุ้มถุงลมอยู่เข้าสู่ระบบไหลเวียนเลือด
2. การปล่อยอากาศออกจากปอด เรียกว่าการหายใจออก (Expiration or exhalation) ในจังหวะนี้จะมีการหดตัวเข้าหากันของกระดูกซี่โครง ทำให้หน้าอกบวมลง พร้อมกับกระบังลมจะดันตัวสูงขึ้นไปในช่องอก ทำให้ช่องอกแคบเข้า ปอดจะถูกบีบคั้นให้แฟบลง อากาศจะถูกขับออกมาทางจมูก ซึ่งประกอบด้วยก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดจากการเผาผลาญภายในเซลล์ และมีก๊าซออกซิเจนที่เหลือซึ่งการหายใจแสดงได้ดังรูปที่ 2.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก.

ข.

รูปที่ 2.2 การหายใจ ก.) การหายใจเข้า ข.) การหายใจออก

2.1.3.2 การแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างปอดกับอากาศภายใน

การแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ซึ่งอยู่ในเลือด กับ เซลล์ของเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกาย (Internal respiration) ออกซิเจนที่ได้จากการหายใจเข้าจะถูกนำไปสู่เซลล์ต่างๆ โดยผ่านทางเส้นเลือดแดง ซึ่งคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดจากการเผาผลาญของเซลล์นั้นจะซึมผ่านเข้าเส้นเลือดดำ เพื่อนำเอาเลือดกลับไปปอดที่ปอด เมื่อถึงถุงลมคาร์บอนไดออกไซด์จะซึมออกจากเส้นเลือดดำเข้าสู่ถุงลมในปอด แล้วขับออกพร้อมลมหายใจออก

2.1.3.3 อัตราเร็วของการหายใจ

อัตราเร็วของการหายใจมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาทีโดยการหายใจ 1 ครั้ง หมายถึงการหายใจเข้าและหายใจออก ซึ่งอัตราเร็วของการหายใจจะมีความแตกต่างกันโดยเด็กจะหายใจเร็วกว่าผู้ใหญ่ เนื่องจากเป็นการปรับตัวของร่างกายให้ได้รับออกซิเจนให้เพียงพอกับความ ต้องการของร่างกาย ในเด็ก เดือนแรก อาจมีการหยุดหายใจเป็นช่วงสั้นๆ ในบางครั้งถือว่าเป็นอาการปกติ อัตราเร็วของการหายใจเฉลี่ยตามวัยและอายุ แสดงดังตาราง ตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 อัตราเร็วของการหายใจในแต่ละช่วงอายุโดยเฉลี่ย

วัยและอายุ	อัตราการหายใจ(ครั้งต่อนาที)
แรกเกิด (ภายในเดือนแรก)	30-50
ทารก (2 เดือน – 2 ปี)	30-40
วัยเด็ก (3 ปี – 12 ปี)	20-25
วัยรุ่น (12 ปี – 18 ปี)	18-20
ผู้ใหญ่ (มากกว่า 18 ปี)	14-30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับควรใช้เฉพาะเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปซึ่งประโยชน์ด้วยวิธีใดๆ

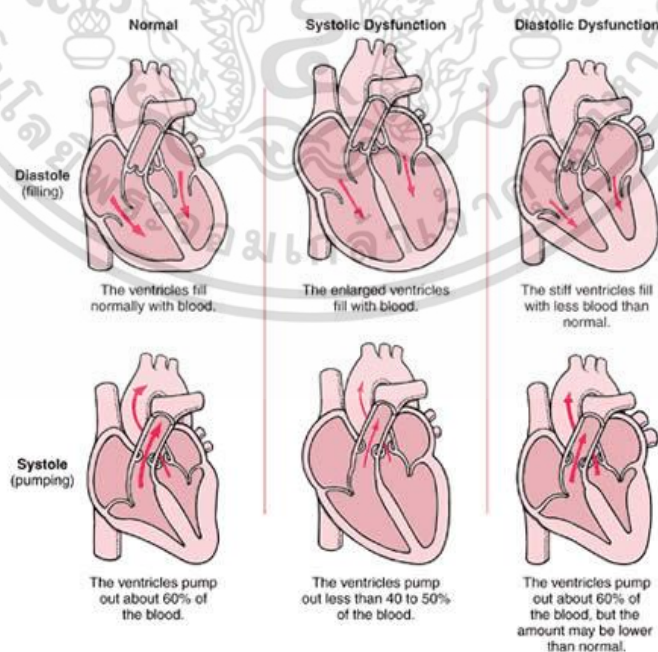
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4 ความดันโลหิต (Blood pressure) [11-13]

ความดันโลหิตนั้นหมายถึงแรงดันของเลือดที่ไปกระทบกับผนังเส้นเลือดแดง มีหน่วยเป็น มิลลิเมตรปรอท (มม.ปรอท หรือ mm.Hg.)

ความดันโลหิตของมนุษย์มีความสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณโลหิตในระบบไหลเวียนโลหิตที่ร่างกายของมนุษย์ปกติมีเลือดอยู่ที่ประมาณ 5 ลิตร ซึ่งร้อยละ 80 ถึง ร้อยละ 90 ไหลเวียนไปทั่วร่างกายและอีกร้อยละ 10 ถึง ร้อยละ 20 จะไหลเวียนภายในปอด อีกทั้งโลหิตในระบบไหลเวียนโลหิตนั้นประมาณร้อยละ 75 อยู่ในเส้นเลือดดำ ร้อยละ 20 อยู่ในเส้นเลือดแดงและร้อยละ 5 อยู่ในเส้นเลือดฝอย เนื่องจากเส้นเลือดแดงมีขนาดที่แตกต่างกันจึงส่งผลทำให้ความดันโลหิตในจุดต่างๆมีความดันที่แตกต่างกัน

ในค่าที่ได้จากการวัดความดันโลหิตนั้นมี 2 อย่าง คือ ความดันซิสโตลิก (Systolic pressure) ซึ่งเป็นความดันที่เกิดจากการหดตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย เพื่อฉีดเลือดออกจากหัวใจจึงเป็นความดันที่สูงสุด สำหรับความดันไดแอสโตลิก (Diastolic pressure) เป็นความดันที่วัดเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายคลายตัวจึงเป็นความดันที่ต่ำสุดและจะอยู่ระดับนี้ตลอดเวลาภายในหลอดเลือดแดงดังแสดงในรูปที่ 2.3 ความแตกต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับความดันไดแอสโตลิก เรียกว่า ความดันชีพจร (Pulse pressure) มีค่าประมาณ 30-50 มิลลิเมตรปรอท เช่น ค่าความดันเลือด 120/80 มิลลิเมตรปรอท หมายถึง ความดันซิสโตลิก 120 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิก 80 มิลลิเมตรปรอท ค่าความดันชีพจรจะเท่ากับ 40 มิลลิเมตรปรอท



รูปที่ 2.3 ความแตกต่างระหว่าง ก.) ความดันซิสโตลิก ข.)ความดันไดแอสโตลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4.1 การวัดความดันโลหิต

การวัดความดันโลหิตนั้นมีจุดประสงค์เพื่อช่วยในการวินิจฉัยและเพื่อทราบความดันของโลหิตรวมถึงการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิตโดยวิธีวัดความดันโลหิต มี 2 วิธี คือ การวัดโดยตรง (Direct แบบ Invasive) และการวัดโดยทางอ้อม (Indirect แบบ Non-invasive)

1. การวัดความดันโลหิตโดยตรง (Central venous blood pressure: C.V.P) โดยวิธีใส่สายสวนเข้าไปในหลอดเลือดดำใหญ่บน (Superior vena cava) และใช้เครื่องมือวัดความดันของเลือดที่จะเข้าหัวใจห้องบนขวา

2. การวัดความดันโลหิตทางอ้อม (Indirect methods) เป็นการวัดความดันโลหิตที่สะดวกและปลอดภัย เนื่องจากไม่ได้วัดความดันภายในหลอดเลือดโดยตรง ในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมจะแบ่งได้ 2 วิธีคือ

- วิธีการคลำชีพจร (Palpation method) คำว่า palpate หมายถึงการรับรู้ความรู้สึกด้วยมือซึ่งเป็นการใช้นิ้วมือคลำชีพจรที่อยู่บริเวณหลอดเลือดที่ทำการวัด โดยวิธีนี้จะสามารถหาได้แค่ความดันซิสโตลิกเพียงอย่างเดียว ไม่สามารถวัดหาค่าความดันไดแอสโตลิกและค่าเฉลี่ยของความดันได้ วิธีนี้คล้ายกับวิธีการฟังแต่ใช้เป็นการคลำชีพจรที่ข้อมือ (Radial pulse) แทน โดยเริ่มจากการพันแผ่นถุงลม (Cuff) ไว้ที่ต้นแขนและใช้นิ้วมือคลำชีพจรที่ข้อมือ ส่วนอีกมือหนึ่งบีบลูกยางเพื่อเติมลมเข้าไปในแผ่นถุงลม ทำการบีบให้เลเยอร์ระดับความดันชีพจรของจุดที่หายไป หรือความดันที่นิ้วคลำไม่ได้หรือชีพจรที่ข้อมือหายไป และทำการเพิ่มความดันในแผ่นถุงลมเหนือจุดชีพจรที่ข้อมือหายไปประมาณ 20 มิลลิเมตรปรอท และปล่อยลมออกจากจุดที่คลำ ความดัน ณ จุดที่คลำหาชีพจรได้ครั้งแรกจะเป็นความดันซิสโตลิก ซึ่งการวัดวิธีนี้จะได้ค่าความดันซิสโตลิกน้อยกว่าการวัดด้วยวิธีการฟังประมาณ 2-5 มิลลิเมตรปรอท เนื่องจากความรู้สึกในการคลำจะช้ากว่าการฟัง

- วิธีการฟัง (Auscultator method) เป็นวิธีที่ฟังเสียงครอทคอฟ (Korotkoff sounds) ที่เกิดจากการหมุนวนของเลือด (Turbulence) ซึ่งวิธีนี้เป็นการวัดความดันเลือดโลหิตที่นิยมใช้กันโดยจะใช้แผ่นถุงลมเติมความดันเข้าไปในแผ่นถุงลมและต่อกับเครื่องวัดความดันที่เรียกว่าเครื่องวัดความดันสฟิงโมมานอมีเตอร์ (Sphygmomanometer) โดยจะมีส่วนประกอบอยู่ 3 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นแผ่นถุงลม ใช้สำหรับพันรอบแขนหรือขาที่ต้องการวัดความดันโลหิต ส่วนลูกยางซึ่งจะเป็นกระเปาะยางที่มีสายยางเชื่อมต่อกับแผ่นถุงลม ใช้สำหรับบีบลมเข้าถุงโดยภายในจะมีลิ้นกั้นเพื่อป้องกันการปล่อยลมออกจากระบบ และส่วนสุดท้ายจะเป็นส่วนของมาตรวัด ในการวัดด้วยวิธีนี้จะเริ่มจากการพันแผ่นถุงลมรอบบริเวณแขนเหนือข้อศอก ทำการวางหูฟัง (Stethoscope) ลงบนหลอดเลือดแดงที่บริเวณแขน (Brachial artery) จากนั้นทำการเติมลมอย่างรวดเร็วจนกระทั่งความดันภายในแผ่นถุงลมมีค่าสูงกว่าความดันซิสโตลิกในหลอดเลือดแดงที่แขน ซึ่งเป็นการทำให้หลอดเลือดแดงที่แขนมีลักษณะตีบหรือไม่มีการไหลเวียนของเลือด และไม่สามารถฟังเสียงจากหูฟังได้ จากนั้นปล่อยลมอย่างช้าๆด้วยความเร็วสม่ำเสมอ 2-3 มิลลิเมตรปรอท/วินาที เมื่อความดันซิสโตลิกในหลอดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีค่าเท่ากับความดันภายในแผ่นถุงลมจะทำให้เลือดสามารถไหลผ่านหลอดเลือดที่ตีบได้ ค่าความดันที่สามารถอ่านได้เมื่อเริ่มได้ยินเสียงคือค่าความดันซิสโตลิก และค่าความดันที่อ่านได้ตรงจุดที่เสียงเงียบหายไปคือค่าความดันไดแอสโตลิก

อย่างไรก็ตามในการวัดความดันโลหิตแบบทางอ้อมยังมีความผิดพลาดในการวัดความดันโลหิต ยกตัวอย่างเช่น ถ้าแผ่นถุงลมมีขนาดกว้างจะส่งผลทำให้ค่าความดันโลหิตลดต่ำลง ในทางกลับกันถ้าแผ่นถุงลมมีขนาดแคบจะส่งผลทำให้ความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น หรือในกรณีที่พันแผ่นถุงลมหลวมเกินไปจะส่งผลทำให้ค่าความดันโลหิตมีค่าสูงขึ้น หรือในกรณีที่ปล่อยลมออกจากแผ่นถุงลมช้าเกินไปจะส่งผลให้ค่าความดันไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้นและในทางกลับกันถ้าปล่อยลมออกจากแผ่นถุงลมเร็วเกินไปจะทำให้ค่าความดันซิสโตลิกลดต่ำลงและค่าความดันไดแอสโตลิกมีค่าสูงขึ้น

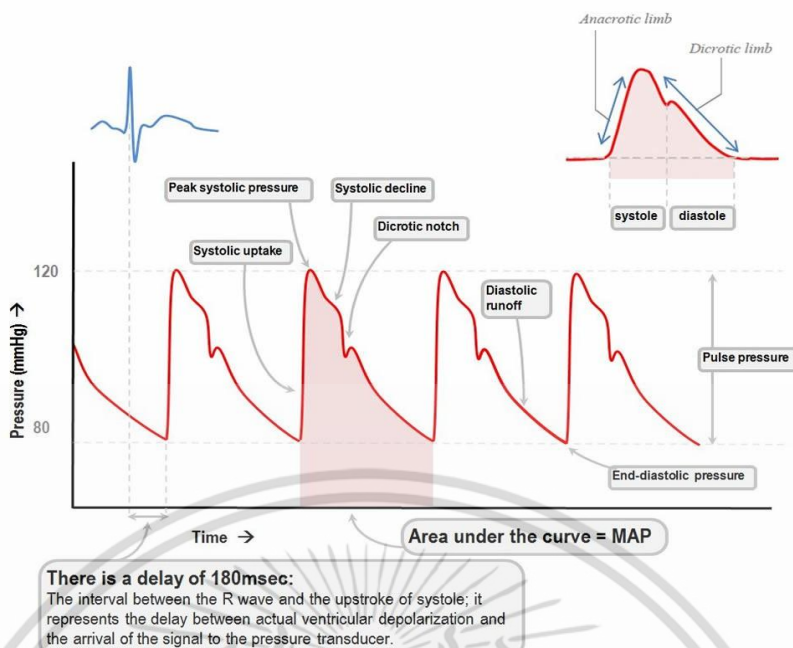
ในการอ่านค่าความดันโลหิตจะใช้เสียงที่ได้ยินครั้งแรกเป็นค่าความดันซิสโตลิกหรือความดันโลหิตในขณะที่หัวใจบีบตัวสูงสุดหรือความดันที่เกิดจากการหดตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายเพื่อฉีดเลือดออกจากหัวใจและค่าความดันที่เสียงหายไปคือค่าความดันไดแอสโตลิกหรือความดันโลหิตในขณะที่หัวใจคลายตัวต่ำสุดหรือเป็นแรงดันที่วัดเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายพักโดยปกติแล้วค่าความต่างระหว่างความดันซิสโตลิกกับความดันไดแอสโตลิกจะต่างกันประมาณ 30-50 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 2.2 ความดันโลหิตในระดับต่างๆ (มิลลิเมตรปรอท)

ระดับความดันโลหิต	ความดันซิสโตลิก	ความดันไดแอสโตลิก
ระดับอันตราย	มากกว่า 180	มากกว่า 110
สูงมากและอันตราย	160-180	100-110
สูงมาก	140-160	90-100
ค่อนข้างสูง	130-140	85-90
ปกติ	120-130	80-85
เหมาะสม	120	80

2.1.4.2 รูปคลื่นทั่วไปของสัญญาณความดันโลหิต [14]

สัญญาณความดันบนหลอดเลือดแดงเป็นคลื่นกระแทก ซึ่งสามารถเดินทางได้เร็วกว่าการความเร็วของเลือดจริงที่ถูกสูบฉีดที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายมีลักษณะรูปร่างของสัญญาณดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 คลื่นสัญญาณความดันและค่าต่างๆบนสัญญาณ [14]

- Systolic upstroke เป็นช่วงที่หัวใจห้องล่างซ้ายสูบฉีด ความชันของค่านี้นี้มีความสัมพันธ์กับอัตราการไหลที่ไหลผ่านวาล์วของหลอดเลือดแดงภายใน เมื่อความชันมีลักษณะติดกันอาจจะเกิดหลอดเลือดตีบได้
- Peak Systolic Pressure เป็นค่าความดันสูงสุดที่เกิดระหว่างหัวใจบีบตัว เกิดจากการสะท้อนของผนังของหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดบริเวณนี้แข็งตัวไม่ยืดหยุ่นจะเป็นคลื่นสะท้อนที่มีประสิทธิภาพต่ำ
- Diastolic decline คือการที่ความดันในหลอดเลือดแดงลดลงอย่างรวดเร็ว คือในขณะที่หัวใจห้องล่างหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด การลดลงนี้จะมากขึ้นเมื่อมีการอุดตันของทางเดินหัวใจห้องล่างซ้าย และการบีบตัวของหัวใจจะหยุดอย่างกะทันหันก่อนที่หัวใจห้องล่างซ้ายจะสิ้นสุด
- Mean Arterial Pressure MAP เป็นค่าประมาณพื้นที่ใต้เส้นของสัญญาณความดันโลหิตแบ่งตามระยะเวลาการเต้นของหัวใจของค่าความดันซิสโตลิก P_{sys} ค่าความดันไดแอสโตลิก P_{dias} ซึ่งค่าเฉลี่ยในช่วงการเต้นหาได้จากสมการที่ 2.1.1

$$MAP \cong P_{dias} + \frac{1}{3}(P_{sys} - P_{dias}) \quad (2.1.1)$$

- Dicrotic Notch ในการวัดความดันภายในหลอดเลือดแดงใหญ่ Dicrotic Notch จะมีลักษณะคม เปรียบเสมือนการปิดวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่ โดยตำแหน่งของค่านี้นี้ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของหลอดเลือดแดง

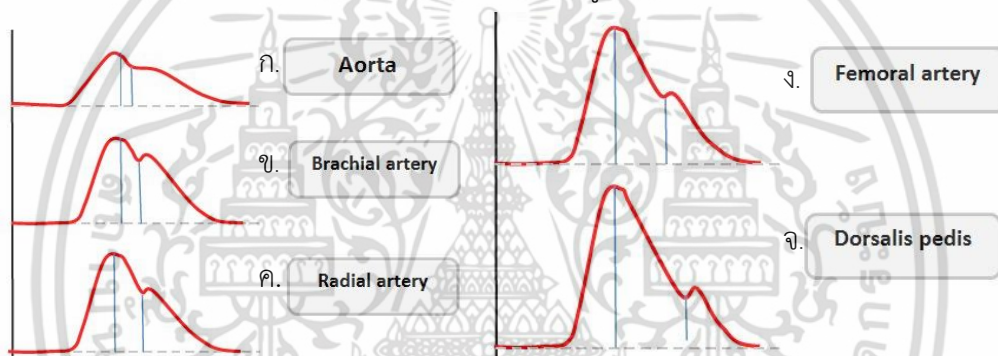
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Diastolic Runoff คือการที่ความดันโลหิตลดลงอย่างรวดเร็วในขณะที่หัวใจหดตัวจนถึงจุดสิ้นสุด

- End-Diastolic Pressure คือการกระทำของแรงดันที่เกิดจากหลอดเลือดแดงเมื่อมากระทบกับวาล์วหลอดเลือดแดง หากหลอดเลือดแดงไม่แข็งแรงจะทำให้ค่านี้มีค่าสูง หากหลอดเลือดแดงนี้ไม่แข็งแรงจะทำให้ความต้านทานและความดันไดแอสโตลิกมีค่าลดลง การที่เลือดไหลย้อนกลับเข้าวาล์วของหลอดเลือดแดงใหญ่เป็นสาเหตุทำให้ความดันไดแอสโตลิกมีค่าต่ำกว่าปกติ

- Pulse Pressure หรือความดันชีพจร หากสัญญาณความดันชีพจรมีลักษณะกว้างจะเป็นการแสดงถึงการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง ยกตัวอย่างเช่น ในขณะที่หัวใจคลายตัว ความดันโลหิตจะมีค่าลดลงเพื่อเติมเต็มของหัวใจห้องล่างซ้ายที่เกิดจากการรั่วของลิ้นกั้นหลอดเลือดแดง แต่ถ้าหากสัญญาณความดันชีพจรมีลักษณะแคบจะเป็นการแสดงถึงการบีบรัดของหัวใจ

ความแตกต่างของคลื่นความดันในตำแหน่งต่างๆ แสดงดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ลักษณะรูปคลื่นสัญญาณความดันที่ตำแหน่งต่างๆ ก) ที่หลอดเลือดหัวใจ ข) ที่หลอดเลือดบริเวณแขน ค) หลอดเลือดบริเวณข้อมือ ง) หลอดเลือดบริเวณต้นขา จ) หลอดเลือดที่หลังเท้า

2.1.4.3 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความดัน

ค่าความดันโลหิตปกติในแต่ละบุคคลไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง ดังนี้

1. อายุ เด็กแรกเกิดจะมีความดันซิสโตลิกประมาณ 40-70 มิลลิเมตรปรอท ในผู้ใหญ่ปกติจะมีความดันซิสโตลิกระหว่าง 90-140 มิลลิเมตรปรอท และความดันไดแอสโตลิกระหว่าง 60-90 มิลลิเมตรปรอท ส่วนผู้สูงอายุความดันโลหิตจะสูงขึ้นเนื่องจากความยืดหยุ่นของหลอดเลือดลดลง หลักการคำนวณค่าสูงสุดของความดันซิสโตลิกในผู้สูงอายุ สามารถคำนวณประมาณค่าได้ คือ ความดันซิสโตลิกของผู้สูงอายุไม่ควรเกิน $100 + \text{อายุ}$ ดังนั้นการพิจารณาว่าความดันโลหิตผิดปกติหรือไม่ นอกจากจะต้องพิจารณาทั้งค่าความดัน ซิสโตลิก และค่าความดันไดแอสโตลิก แล้วยังต้องพิจารณาตามอายุด้วย

2. อิริยาบถขณะวัดความดันโลหิตและการออกกำลังกาย การวัดความดันโลหิตควรวัดในขณะที่ร่างกายผ่อนคลาย เช่น ก่อนที่จะวัดความดันโลหิตควรให้ผู้ป่วยนั่งพักอย่างน้อย 5 นาที เพราะผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาจเหนื่อยจากการเดิน ซึ่งการเดินถือว่าทำให้ร่างกายได้มีการออกกำลังกาย จะมีผลทำให้ร่างกายมีการเผาผลาญสูงขึ้น การสูบฉีดเลือดในร่างกายจะมากขึ้น มีผลทำให้ความดันโลหิตสูงกว่ายามปกติได้ นอกจากนี้ท่านั่ง นอน ยืน ยังมีส่วนสัมพันธ์ทำให้ค่าความดันโลหิตต่างกันได้ โดยทั่วไปมักนิยมวัดในท่านอนและนั่ง ในขณะที่นอนการไหลเวียนของเลือดสะดวกที่สุด การวัดความดันโลหิตในท่านั่งและยืน มักจะทำให้ค่าความดันโลหิตของร่างกายสูงกว่าท่านอน

3. ความเครียดและการเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์ ได้แก่ ความตื่นเต้น ความกลัว ความเจ็บปวด ภาวะเหล่านี้จะทำให้เกิดการกระตุ้นประสาทอัตโนมัติ มีผลให้หัวใจบีบตัวแรงขึ้น เส้นเลือดหดตัว ความดันโลหิตจึงสูงขึ้นได้ แต่ถ้าภาวะเครียดหรือการเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์เกิดขึ้นอย่างรุนแรง เช่น เจ็บปวดมากจนร่างกายทนไม่ได้จนเกิดภาวะช็อค ในภาวะเช่นนี้ศูนย์ควบคุมเส้นเลือดจะถูกยับยั้ง มีผลให้เส้นเลือดคลายตัว ความดันโลหิตจะต่ำลงกว่าปกติ

4. ลักษณะของร่างกายและปัจจัยอื่นๆ ได้แก่ รูปร่าง คนอ้วนความดันโลหิตมักสูงกว่าคนผอมและเพศ ซึ่งเพศชายมักมีความดันโลหิตสูงกว่าเพศหญิงในวัยเดียวกัน ยกเว้นเพศหญิงในวัยหมดประจำเดือน การเปลี่ยนแปลงของระดับฮอร์โมน จึงมีผลให้ความดันโลหิตสูงกว่าเพศชายในวัยเดียวกันทั้งยาที่มีผลต่อการหดตัวของหลอดเลือดจะทำให้ความดันโลหิตสูง ตรงข้ามกับยาขยายหลอดเลือดจะทำให้ความดันโลหิตต่ำ

2.1.4.4 กลไกการควบคุมความดันโลหิต

1. การทำงานของหัวใจ ถ้าหัวใจถูกกระตุ้นให้มีการบีบตัวแรงขึ้น เลือดที่ถูกส่งออกจากหัวใจมีปริมาณมากขึ้น จะมีผลทำให้ความดันซิสโตลิกสูงขึ้น แต่ถ้าหัวใจเพียงแต่บีบตัวเร็วขึ้น แต่ความแรงของการบีบตัวเท่าเดิม จะมีผลทำให้ความดันเลือดไดแอสโตลิกสูงขึ้น โดยที่ความซิสโตลิกเท่าเดิม ในกรณีที่หัวใจมีการเพิ่มทั้งอัตราเร็วและความแรงในการบีบตัวก็จะทำให้ความดันโลหิตสูงขึ้นทั้ง 2 ค่า ซึ่งหมายถึงขณะนั้นหัวใจกำลังทำงานอย่างหนัก

2. ปริมาณเลือดในร่างกาย การเพิ่มหรือลดปริมาณของเลือดย่อมมีผลต่อความดันโลหิต ผู้ใหญ่ปกติจะมีเลือดอยู่ประมาณ 5 ลิตร ที่อยู่ในระบบการไหลเวียนของเลือด ถ้าจำนวนเลือดลดลง เช่น การเสียเลือดอย่างกะทันหันหรือท้องเดินอย่างรุนแรง จะมีผลทำให้ปริมาณเลือดในร่างกายน้อยลง แรงดันเลือดที่สูบฉีดจากหัวใจจะต่ำลง ทำให้ความดันเลือดต่ำลงด้วย

3. ความหนืดของเลือด ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดง และเกล็ดเลือด เลือดที่มีความหนืดสูงทำให้เลือดไหลช้าต้องใช้ความดันสูง ดังนั้นจึงทำให้เกิดความดันโลหิตสูงขึ้นด้วย

4. ขนาดของเส้นเลือด ถ้าขนาดของเส้นเลือดเล็กลง เช่น มีการเกาะตัวของโคเลสเตอรอลในเส้นเลือด ความต้านทานของเส้นเลือดก็จะมีมากขึ้น มีผลทำให้หัวใจบีบตัวแรงขึ้น จึงจะมีเลือดไปเลี้ยงร่างกายเพียงพอ ซึ่งมีผลทำให้ความดันโลหิตสูงขึ้น แต่ถ้าผู้ป่วยอยู่ในภาวะที่มีการขยายตัวของเส้นเลือดใน

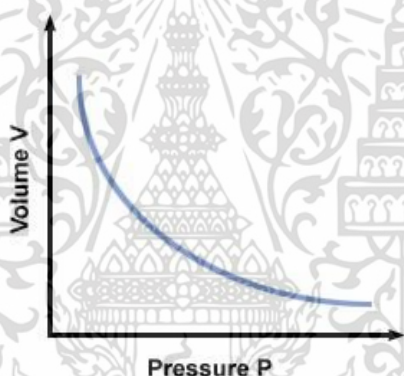
ร่างกาย ทำให้หัวใจใช้แรงบีบตัวให้เลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายลดลง มีผลทำให้ความดันโลหิตต่ำลง

5. ความยืดหยุ่นของเส้นเลือด ความยืดหยุ่นของเส้นเลือดที่น้อยลง มักพบในผู้สูงอายุ ซึ่งจะทำให้ค่าความดันซิสโตลิกสูงขึ้น เพราะว่าหลอดเลือดไม่สามารถจะยืดได้และค่าความดันไดแอสโตลิกจะลดลง เพราะหลอดเลือดจำกัดการหดตัว

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบอุปกรณ์วัดความดัน

2.2.1 ทฤษฎีของบอยล์ (Boyle Theory) [15-16]

ในทฤษฎีของบอยล์นั้นได้กล่าวไว้ว่าเมื่อ อุณหภูมิมีค่าคงที่ ความดันของแก๊สจะแปรผกผันกับปริมาตรของแก๊สนั้นๆซึ่งเขียนความสัมพันธ์ได้ตั้งความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรและความดันที่ 2.2.1 สมการของความดันกับปริมาตรที่สมการ 2.2.2 และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรและความดันดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดันและปริมาตร

$$V \propto \frac{1}{P} \quad (2.2.1)$$

หรือ

$$PV = k \quad (2.2.2)$$

โดย

P คือ ความดัน (kPa)

V คือ ปริมาตร (l)

ซึ่งค่า k คือค่าคงที่โดยขึ้นอยู่กับจำนวนโมลของแก๊สหรือลักษณะเฉพาะของแก๊สและขึ้นอยู่กับอุณหภูมิในขณะนั้นด้วย จากผลการทดลองพบว่าผลคูณระหว่างปริมาตรกับความดันของแก๊สมีค่าคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เสมอ ดังนั้นถ้าให้ P_1, V_1 เป็นความดันและปริมาตรในสถานะที่ 1 และ P_2, V_2 เป็นความดันและปริมาตรในสถานะที่ 2 ดังสมการที่ 2.2.3 และ 2.2.4 ตามลำดับจะได้ว่า

$$P_1 V_1 = k \quad (2.2.3)$$

$$P_2 V_2 = k \quad (2.2.4)$$

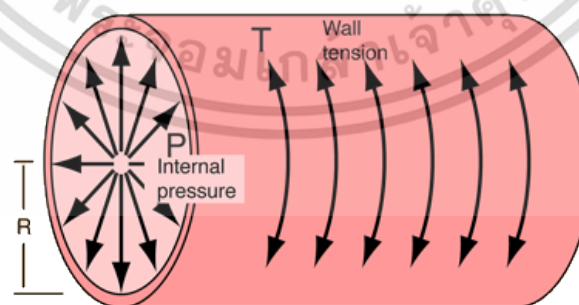
เมื่อ k มีค่าคงที่ ซึ่งทำให้ให้สมการที่ 2.2.3 มีค่าเท่ากับสมการที่ 2.2.4 จะได้ดังสมการที่ 2.2.5

$$P_1 V_1 = P_2 V_2 \quad (2.2.5)$$

จากสมการที่ 2.2.5 ในสภาวะอุณหภูมิคงที่ พบว่าเมื่อความดันของแก๊สเพิ่มขึ้น ปริมาตรของแก๊สจะลดลงและเมื่อทำการหาความสัมพันธ์ระหว่าง $1/\text{ความดัน}$ กับปริมาตรของแก๊ส จะพบว่ามีลักษณะเป็นเส้นตรง ในทำนองเดียวกันนั้นภาชนะปิดหนึ่งๆ หากมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรปริมาตรแล้ว ความดันภายในภาชนะนั้นจะเปลี่ยนแปลงด้วย

2.2.2 แรงตึงผิวของผนังหลอดเลือด [17-19]

แรงตึงผิวของผนังหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำในร่างกายของมนุษย์นั้นสามารถอธิบายได้ด้วยกฎของลาปลาซ (Laplace's law) โดยรูปทรงทางเรขาคณิตได้ถูกนำมาใช้ประยุกต์ในการอธิบายของความดันของของเหลวภายในท่อทรงกระบอก โดยแรงตึงผิวของผนังหลอดเลือดนั้นเป็นส่วนโดยตรงกับรัศมีของหลอดเลือด



Cylindrical Vessel

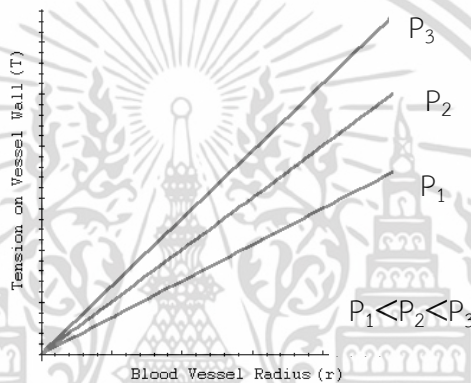
รูปที่ 2.7 แบบจำลองหลอดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.7 นั้นสามารถนำทฤษฎีของลาปลาสมอธิบายความตึง (T) ของหลอดเลือดได้โดยความตึงจะแปรผันตรงกับรัศมี (R) ของหลอดเลือดที่ความดัน (P) ภายในหลอดเลือด

$$T = P \times R \quad (2.2.6)$$

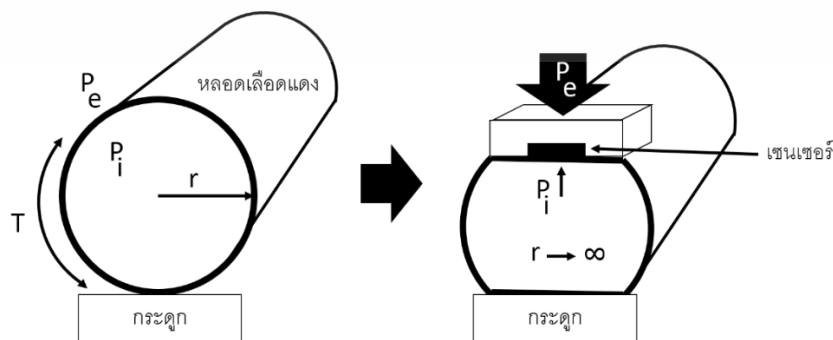
จากสมการที่ 2.2.6 จะเห็นว่า เมื่อรัศมีค่าเพิ่มขึ้น(ความโค้งน้อย) ค่าความตึงของผนังหลอดเลือดก็จะมีค่ามากด้วย ดังนั้นสมการที่จะประเมินคุณสมบัติเกี่ยวกับความหนาและขนาดของหลอดเลือดดำและหลอดเลือดแดงโดยใช้สมการของลาปลาซซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความตึงในลักษณะของความเป็นเชิงเส้นระหว่างรัศมีและความแตกต่างของความดันได้ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงเครียดกับรัศมีของหลอดเลือด

2.2.3 โทโนเมตรี (Applanation Tonometry) [17,20]

ในการสร้างอุปกรณ์ในการวัดความดันในครั้งนี้ได้ใช้หลักการของโทโนเมตรีในการออกแบบอุปกรณ์ ซึ่งโทโนเมตรีเป็นหลักการใช้ประเมินความดันภายในขณะระบบปิดทางอ้อม โดยที่ภาชนะนั้นต้องมีผิวที่มีความยืดหยุ่น โดยเมื่อออกแรงกดลงบนผิวของวัสดุที่มีความยืดหยุ่น หากวัสดุนั้นมีแรงตึงผิวซึ่งเกิดจากแรงดันภายในจะเกิดแรงต้าน ซึ่งสามารถนำเอาทฤษฎีของลาปลาซมาแสดงความสัมพันธ์ดังแสดงในรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 หลักการของโทโนเมตรีเมื่อใช้กับการวัดความดันในหลอดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยค่าของตัวแปรต่างๆอธิบายได้ดังนี้

P_e (External Pressure) คือความดันภายนอกหลอดเลือด

P_i (Internal Pressure) คือความดันภายในหลอดเลือด

P_t (Transmeral Pressure) คือความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือด

R (Radius of wall curvature) คือรัศมีความโค้งของหลอดเลือด

T (Wall tension) คือความตึงของผนังหลอดเลือด

โดยค่าความตึงบริเวณเส้นรอบวงของหลอดเลือดภายในผนังหลอดเลือดนั้นมีค่าแปรผันตรงกับผลคูณของความดันผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือดกับรัศมีของหลอดเลือด เป็นไปตามทฤษฎีของลาปลาซ สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 2.2.7

$$T = P_t \times r \quad (2.2.7)$$

ซึ่งค่าของ P_t คือ ผลต่างระหว่างความดันภายในกับความดันภายนอกหลอดเลือดดังแสดงในสมการที่ 2.2.8

$$P_t = P_i - P_e \quad (2.2.8)$$

และเมื่อนำสมการที่ 2.2.8 แทนค่าลงในสมการที่ 2.2.7 แล้วทำการจัดรูปใหม่จะได้ดังสมการที่ 2.2.9

$$P_i - P_e = \frac{T}{r} \quad (2.2.9)$$

และจากสมการที่ 2.2.9 หากมีการนำเอาวัตถุมากดทับที่หลอดเลือดจนทำให้หลอดเลือดแบนหรือรัศมีของหลอดเลือดแนวนอนมีค่าเพิ่มเข้าสู่อนันต์ซึ่งเมื่อแทนค่าลงในสมการที่ 2.2.9 ซึ่งแสดงในสมการที่ 2.2.10 และผลลัพธ์ที่ได้แสดงดังสมการที่ 2.2.11

$$P_i - P_e = \frac{T}{\infty} \quad (2.2.10)$$

$$P_i - P_e = 0 \quad (2.2.11)$$

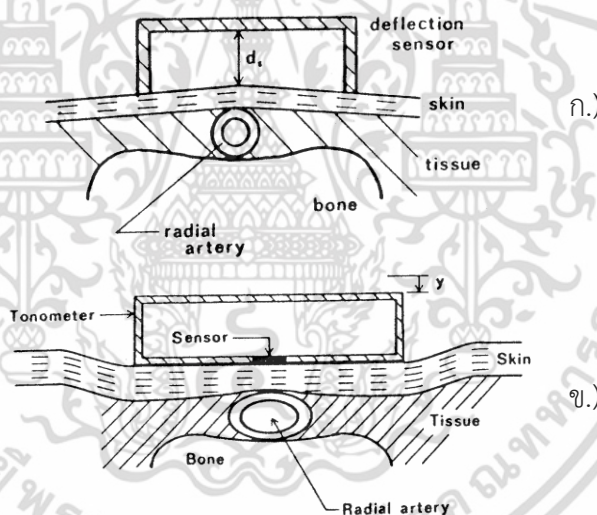
จากสมการที่ 2.2.11 ได้ว่าค่าความดันผลต่างมีค่าเป็นศูนย์ และเนื่องจากค่าความดันผลต่างนั้นคือค่าผลต่างระหว่างความดันภายในและภายนอกหลอดเลือด ทำให้ความดันภายในมีค่าเท่ากับความดันภายนอกดังสมการที่ 2.2.12

$$P_i = P_e \quad (2.2.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ 2.2.12 เห็นได้ว่าเมื่อมีการกดทับของเซ็นเซอร์บริเวณหลอดเลือดจะทำให้ความดันภายในหลอดเลือดมีค่าเข้าใกล้ความดันภายนอก เอาร์ทพุทของเซ็นเซอร์จะสะท้อนค่าความดันจากภายใน ซึ่งสามารถตรวจจับความดันภายในหลอดเลือดได้โดยวัดแรงดันเอาร์ทพุทของเซ็นเซอร์ที่บริเวณภายนอกของหลอดเลือด

วิธีการโทโนเมตรีเป็นหาค่าความดันได้อย่างต่อเนื่องบนหลอดเลือดแดงที่ปรากฏชัดเจนโดยใช้ อุปกรณ์ตรวจจับการขยายตัวของหลอดเลือดซึ่งเกิดจากแรงดันภายใน ซึ่งเป็นที่มาของโทโนมิเตอร์แบบต่างๆ เช่นดังรูปที่ 2.10 เป็นโทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น (Flexible Diaphragm Tonometer) โทโนมิเตอร์แบบนี้เลียนแบบการใช้นิ้วสัมผัส ไดอะแฟรมซึ่งตั้งตรงบนเฟรมแข็งใช้กดราบกับผิวหนังบริเวณที่วัดบนหลอดเลือด จะขยับขึ้นลงตามจังหวะการขยายตัวของเลือดภายในทำให้เกิดความเครียดบนไดอะแฟรม ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้เซ็นเซอร์ติดตั้งบนไดอะแฟรม ในบางแบบหากเฟรมสามารถกักอากาศได้แล้วก็สามารถวัดความดันอากาศซึ่งเปลี่ยนแปลงตามการขยับตัวของไดอะแฟรมได้ การเปรียบเทียบค่าที่เหมาะสมสามารถแสดงผลเป็นค่าความดันอย่างต่อเนื่องได้



รูปที่ 2.10 โทโนมิเตอร์แบบใช้ไดอะแฟรมยืดหยุ่น ก.) หลักการ ข.) การวัดสัญญาณชีพจร ความดันและหลอดเลือดแบบโทโนเมตรี

2.2.4 การวิเคราะห์สัญญาณความดันในโดเมนความถี่ [21-22]

เทคนิคการวิเคราะห์ฟูเรียร์ (Fourier Analysis) เป็นเทคนิคสำคัญสำหรับการวิเคราะห์ระบบและการวิเคราะห์สัญญาณ เครื่องมือสำคัญของการวิเคราะห์ฟูเรียร์คืออนุกรมฟูเรียร์ (Fourier Series) ที่ใช้กับการวิเคราะห์เมื่อสัญญาณเป็นสัญญาณที่เป็นคาบ (Periodic signals) และการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform) ซึ่งใช้กับการวิเคราะห์ที่สัญญาณไม่เป็นคาบแต่มีพลังงานจำกัด (Finite energy) ตลอดช่วงเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแปลงฟูเรียร์แบบไม่ต่อเนื่อง(Discrete-time Fourier Transform) หรือ DFT เป็นวิธีการแปลงลำดับของตัวเลขทั้งที่เป็นจำนวนจริงและจำนวนเชิงซ้อนจำนวน N จุด ไปอยู่ในรูปของลำดับของตัวเลขเชิงซ้อนจำนวน N จุดอีกชุดหนึ่งซึ่งมีตามสมการดังสมการที่ 2.2.13

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{nk}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.2.13)$$

โดยที่

$$W_N \triangleq e^{-j\frac{2\pi}{N}}$$

เนื่องจาก W_N เป็นจำนวนเชิงซ้อน ดังนั้น ค่าข้อมูลอินพุต $x(n)$ ต้องดำเนินการแบบเชิงซ้อนกับ W_N ยิ่งถ้ามีจำนวน N มากเท่าไรก็จะทำให้ได้ผลการแปลง $X(k)$ ซ้ำ จึงมีการพัฒนาต่อมาเป็นการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็วหรือ (Fast Fourier Transform: FFT) โดย FFT นั้นเป็นชื่อเรียกโดยรวมๆของอัลกอริธึมที่ทำ DFT อย่างเร็วซึ่งในการแปลงฟูเรียร์อย่างเร็ว นั้นจะได้มาจากการสุ่มค่าจากสัญญาณใดๆ โดยอัตราการสุ่มนั้นมีค่าจำนวนตัวอย่างจากการสุ่มต่อหน่วยเวลาดังสมการที่ 2.2.14

$$f_s = \frac{\text{sample}}{\text{second}} = \frac{1}{T_s} \quad (2.2.14)$$

ถ้าข้อมูล X_0, X_1, \dots, X_{N-1} ซึ่งได้จากการสุ่ม N ข้อมูล ในช่วงเวลาเท่าๆ กัน ผลการแปลงข้อมูลจากโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่เป็นไปตามสมการที่ 2.2.15

$$X_n(f) = \Delta t \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-2\pi jfn\Delta t} \quad (2.2.15)$$

โดยที่ความถี่ของการสุ่ม f_s มีค่าอยู่ในช่วง $\frac{-1}{2\Delta t} \leq f_s \leq \frac{1}{2\Delta t}$ และ X_n คือข้อมูลในโดเมนเวลา n คือจำนวนครั้งในการสุ่ม $X_n(f)$ คือข้อมูลในโดเมนความถี่ การประเมิน FFT อย่างมีประสิทธิภาพนั้นแสดงข้อมูลที่ไม่ต่อเนื่องของความถี่ N โดย $\Delta f[\text{Hz}] = \frac{1}{N\Delta t}$ ส่วนในรูปแบบที่ง่ายที่สุดในการประมาณค่าความหนาแน่นของพลังงานสเปกตรัมของข้อมูลในโดเมนเวลาจะได้จากโมดูลัสของข้อมูล FFT และการประเมินความหนาแน่นสเปกตรัมของพลังงาน $P(f)$ ในทุกความถี่ที่ไม่ต่อเนื่อง f โดยจะทำการแบ่งภายหลังจากช่วงเวลา $N\Delta t$

$$P(f_m) = \frac{|x_m|^2}{N\Delta t} \quad ; m = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.2.13)$$

โดยที่ $f[\text{Hz}] = m\Delta f$

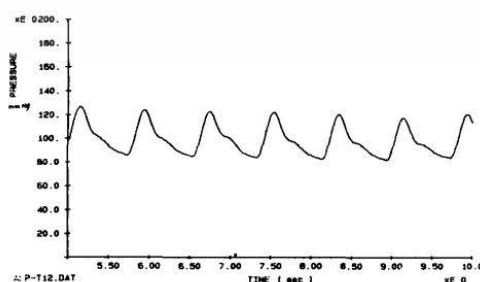
ในกรณีที่ใช้ข้อมูลจริง (จำนวนจริง) ความหนาแน่นสเปกตรัมสำหรับความถี่ด้านลบนั้นจะสมมาตรกับความหนาแน่นสเปกตรัมกับความถี่ด้านบวก แต่ในบางครั้งอาจจำเป็นที่จะต้องคำนวณค่าความหนาแน่นของสเปกตรัมเหมาะสมสำหรับข้อมูลเชิงซ้อนซึ่งได้ทั้งความถี่ในด้านบวกและลบ

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.3.1 การวัดความดันโลหิตของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกราน [23-28]

จุดเริ่มต้นของการบันทึกการเต้นชีพจรของหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกรานนั้นเกิดขึ้นตั้งแต่ยุคฟื้นฟูศิลปวิทยา ในช่วงเวลานั้นนักวิทยาศาสตร์ชาวโพลิส Strus (ค.ศ. 1555) ได้นำเสนอว่าการเต้นของหลอดเลือดมีลักษณะเป็นรูปคลื่น แม้ว่าเครื่องมือวัดที่เขาใช้นั้นจะเป็นแบบง่าย ๆ แต่ก็ได้เสนอไว้ว่า การเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นของหลอดเลือดที่อาจจะมีเชื่อมโยงกับโรคต่างๆ จนถึงปัจจุบันนี้แม้ว่าเทคโนโลยีจะมีการพัฒนาไปมาก แต่การวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานนั้นยังคงเป็นสิ่งที่ท้าทายอยู่ตลอด และยังมีข้อจำกัดหลายประการในการดึงข้อมูลฟังก์ชันการทำงานของหัวใจจากสัญญาณความดันโลหิตแบบไม่รุกราน ปัจจุบันการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องแบบไม่รุกรานมี 2 วิธีคือแบบสวมตัวอย่างและวิธีบันทึกสัญญาณความดันอย่างต่อเนื่อง วิธีสวมตัวอย่างมักจะวัดค่าความดันซิสโตลิก ความดันไดแอสโตลิกและค่าความดันเฉลี่ย ค่าเหล่านี้ถูกรวบรวมขณะที่หัวใจมีการเปลี่ยนแปลงในช่วง 1 นาที ข้อมูลเหล่านี้เป็นพื้นฐานในการประเมินการทำงานของหัวใจและหลอดเลือดรวมทั้งอาการของโรคที่เกี่ยวข้องได้ ส่วนวิธีการวัดแบบต่อเนื่องจะแสดงความดันในรูปแบบคลื่นสัญญาณความดันและข้อมูลเวลาที่ทั้งหมดตามจังหวะการเต้นของหัวใจ

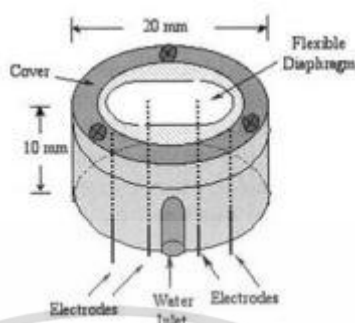
ต่อมาในปี ค.ศ. 1989 ไมหุย หวัง (Mihui Wang) และปีเตอร์ ว.ซัง (Peter W.Cheung) ได้ทำการนำเสนอผลงานทางวิชาการเรื่องการติดตามความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องด้วยการไอบนถ่ายของผนังหลอดเลือดซึ่งเป็นการใช้แสงส่องผ่านที่ปลายนิ้วมือโดยหลักการนั้นคือปลายนิ้วนั้นมีถุงลมและเซนเซอร์แสงที่ใช้สำหรับการตรวจจับปริมาณของเลือดที่ไหลผ่าน โดยสัญญาณที่ได้มาจากเซนเซอร์นั้นถูกนำมาใช้ควบคุมความดันในถุงลมเพื่อให้ได้รูปคลื่นของความดันออกมาโดยการทำงานและรูปคลื่นของสัญญาณความดันดังรูปที่ 2.11 [24]



รูปที่ 2.11 รูปคลื่นความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งในปี ค.ศ. 2004 จี จ้ง หวัง (Jia-jung Wang) และคณะได้ทำการเสนอผลงานทางวิชาการ ในหัวข้อเรื่องการพัฒนาโทโนเมตรีสำหรับการตรวจวัดความดันเลือดและปริมาณที่หลอดเลือดอาทอเรียลซึ่งได้ออกแบบอุปกรณ์ดังรูปที่ 2.12 [25]

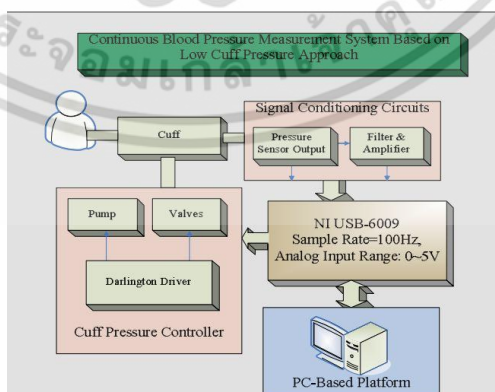


รูปที่ 2.12 อุปกรณ์การวัดโดยใช้หลักโทโนเมตรี

และต่อมาในปี ค.ศ. 2007 แชนง โย ดิง (Cang-Yi Ding) ได้เสนอผลงานทางวิชาการเรื่องการวัดความดันแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการของความดันถุงลม (Cuff pressure) ซึ่งเป็นการวัดความดันที่หลอดเลือดเรเดียล โดยใช้เซ็นเซอร์ MPX5050DP ในการวัดซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่มีขนาดเล็กโดยแสดงดังรูปที่ 2.13 และมีระบบการทำงานดังรูปที่ 2.14 [26]



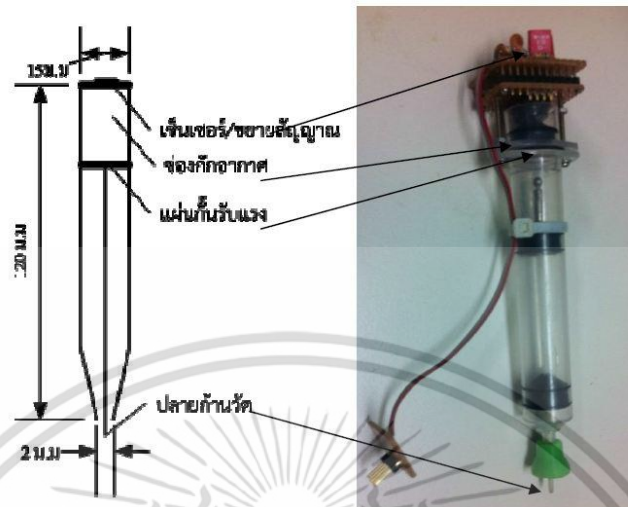
รูปที่ 2.13 เซ็นเซอร์ MPX5050DP



รูปที่ 2.14 ไดอะแกรมการทำงานของระบบการวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อมาในปี ค.ศ. 2014 ชลลิตา อริยดำรงขวัญ และคณะ ได้ทำอุปกรณ์การติดตามวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องโดยใช้พื้นฐานของโทโนเมตรี ซึ่งมีลักษณะของอุปกรณ์ดังรูปที่ 2.15 [27]



รูปที่ 2.15 อุปกรณ์การวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง

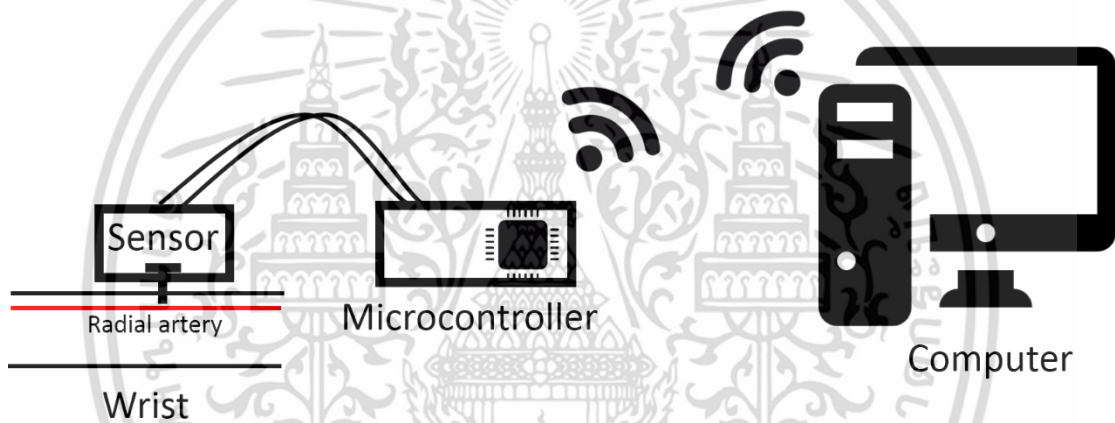
โดยงานวิจัยนี้ได้นำทั้งข้อดีและข้อด้อยของแต่ละแบบมาปรับปรุงและพัฒนาการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องซึ่งมีราคาถูกรวมถึงสามารถบันทึกผลสัญญาณความดันและนำผลของสัญญาณที่ได้มาทำการวิเคราะห์สัญญาณ

บทที่ 3

การออกแบบอุปกรณ์และระบบวัด

ในบทนี้กล่าวถึงการออกแบบอุปกรณ์วัดความดันแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องโดยใช้หลักการของโทโนเมตรี (Tonometry) เพื่อนำไปใช้ในการวัดความดันที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือซึ่งใช้การส่งข้อมูลด้วยบลูทูธ (Bluetooth) รวมถึงการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการเก็บข้อมูลสัญญาณความดันโลหิตโดยผ่านการประมวลผลสัญญาณความดันบน Microsoft visual c#

3.1 ระบบการวัดความดันโลหิตแบบไม่รุกรานอย่างต่อเนื่อง



รูปที่ 3.1 ระบบการวัดความดันโลหิต

ในการทำงานของระบบการวัดความดันโลหิตนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.1 โดยระบบนั้นใช้หลักการของโทโนเมตรี โดยสัญญาณที่ได้จากตัวอุปกรณ์ซึ่งเป็นสัญญาณแอนะล็อก (Analog) ถูกแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ของ Arduino Nano ที่มีความละเอียด 10 บิตและส่งข้อมูลผ่านทางโมดูลบลูทูธ (Bluetooth module) มาประมวลผลและแสดงผลที่คอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม Microsoft visual c#

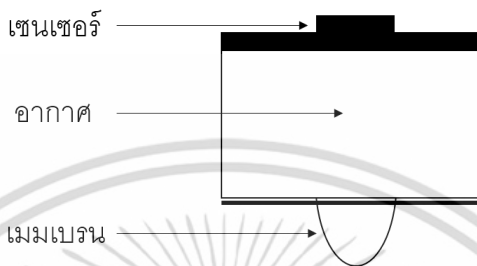
3.2 การออกแบบอุปกรณ์และหลักการทำงานของอุปกรณ์

3.2.1 การออกแบบอุปกรณ์

ในการออกแบบอุปกรณ์นั้นพัฒนาขึ้นมาตามหลักของโทโนเมตรีซึ่งออกแบบขึ้นมาให้มีขนาดเล็กรวมถึงสามารถพกพาได้เพื่อให้เหมาะสำหรับการวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดง

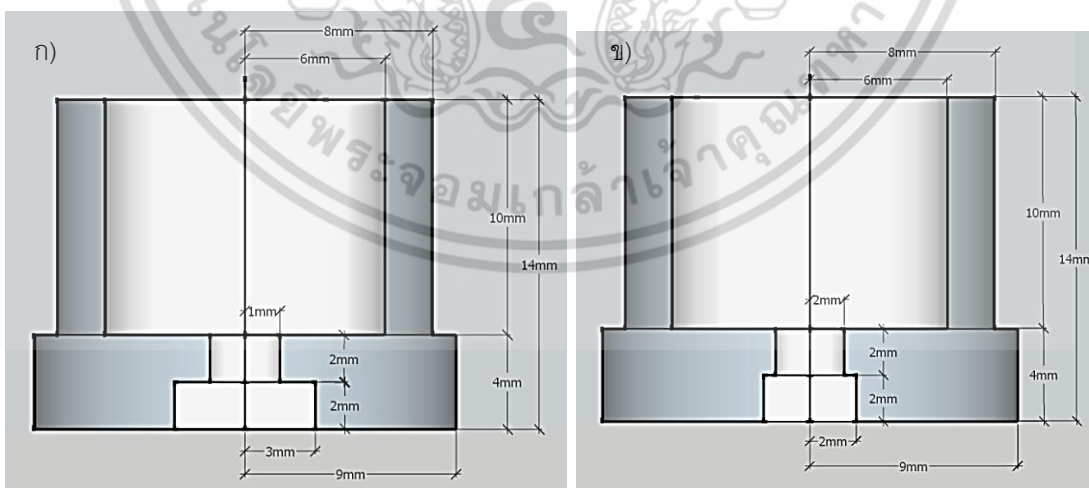
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรเดียลของข้อมือดังแสดงในรูปที่ 3.2 โดยส่วนประกอบของอุปกรณ์สำหรับการวัดนั้นประกอบด้วย แผ่นกั้นรับแรงหรือเมมเบรน ช่องกักอากาศรวมถึงเซ็นเซอร์ (Sensor) และวงจรขยายสัญญาณ ซึ่งแผ่นกั้นนั้นเป็นวัสดุประเภทยืดหยุ่นโดยเป็นแผ่นที่มีความบางเพื่อให้มีความไวต่อแรงดันที่มากระทำ ส่วนในช่องกักอากาศเป็นส่วนที่ถ่ายเทแรงดันที่เกิดจากแผ่นกั้นรับแรงมายังเซ็นเซอร์เพื่อทำการแปลงความดันให้เป็นแอนะล็อกสำหรับการนำไปใช้เพื่อการวิเคราะห์



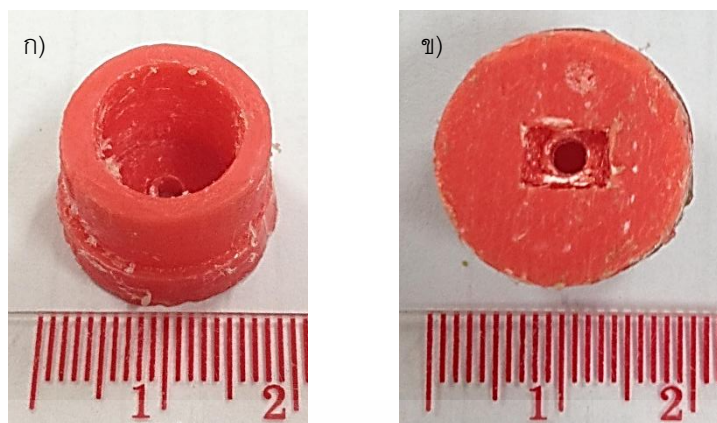
รูปที่ 3.2 ขนาดและโครงสร้างของอุปกรณ์ส่วนวัด

อุปกรณ์วัดมีลักษณะเป็นทรงกระบอกและขนาดดังแสดงในรูปที่ 3.3 ซึ่งใช้ 3D ปริ้นเตอร์ในการขึ้นรูปอุปกรณ์ดังแสดงในรูปที่ 3.4 โดยอุปกรณ์วัดแบ่งเป็นสองส่วนคือส่วนของกักอากาศและส่วนของเซ็นเซอร์วัดความดัน ในส่วนของกักอากาศมีรัศมี 0.8 เซนติเมตรและความหนาของทรงกลม 0.2 เซนติเมตรและมีความสูง 1 เซนติเมตร ในส่วนของเซ็นเซอร์วัดความดันมีรัศมี 0.9 เซนติเมตรและมีความสูง 0.4 เซนติเมตรโดยตรงกลางของส่วนนี้จะมีขนาดที่พอดีสำหรับใส่เซ็นเซอร์วัดความดัน



รูปที่ 3.3 ขนาดของอุปกรณ์วัด ก) ด้านหน้า ข) ด้านข้าง

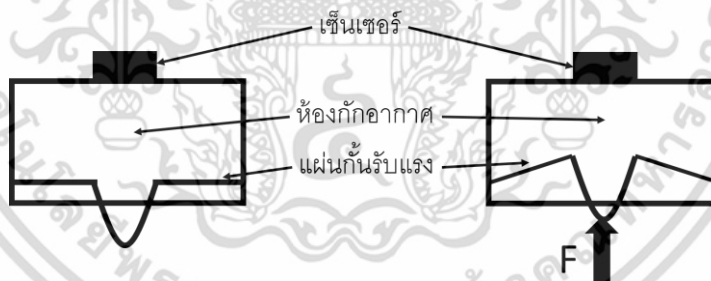
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 อุปกรณ์วัดโดยใช้ 3D ปริ้นเตอร์ขึ้นรูป ก) ด้านบน ข) ด้านล่าง

3.2.2 หลักการทำงานของอุปกรณ์

ในการทำงานของตัวอุปกรณ์นั้นเริ่มจากการที่มีแรง F มากระทำต่อปลายด้านหนึ่งของแผ่นกั้นรับแรงทำให้ปลายของแผ่นกั้นรับแรงให้โก่งตัวขึ้นซึ่งส่งผลให้ปริมาตรของช่องกักอากาศนั้นลดลงโดยมีผลโดยตรงต่อความดันภายในช่องกักอากาศให้มีความดันเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งเซ็นเซอร์ทำการแปลงความดันอากาศที่มีการเปลี่ยนแปลงของช่องกักอากาศได้ตามแรง F ที่เกิดขึ้นของปลายตัวรับแรงซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การทำงานของอุปกรณ์การวัด

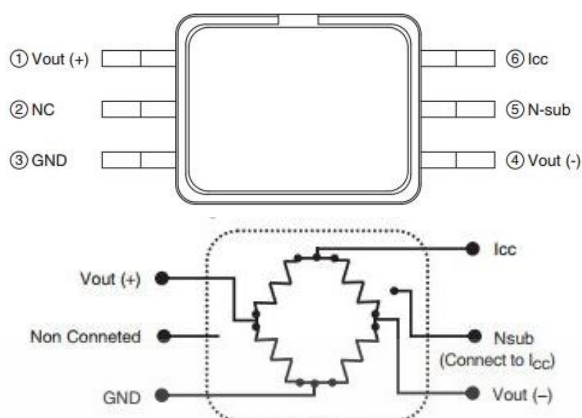
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์

3.3.1 เซ็นเซอร์วัดความดัน

ในการออกแบบอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันนั้นได้ใช้เซ็นเซอร์ 2SMPP-02 ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่มีขนาดเล็กและเป็นแบบเชิงเส้นโดยนำเซ็นเซอร์ติดตั้งเชื่อมกับห้องกักอากาศไว้สำหรับวัดการเปลี่ยนแปลงของความดันที่เปลี่ยนแปลงไปอันเนื่องมาจากตัวรับแรงที่ได้รับแรงจากความดันของหลอดเลือด โดยสัญญาณที่ได้จากตัวเซ็นเซอร์เป็นสัญญาณแอนะล็อกซึ่งโครงสร้างของเซ็นเซอร์แสดง

ได้ดังรูปที่ 3.6 รายละเอียดและคุณสมบัติของเซ็นเซอร์แสดงดังตารางที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกวีใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 ตำแหน่งขาและโครงสร้างภายในของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02

ตำแหน่งขา	ชื่อของขา	หน้าที่การทำงาน
1	Vout+	แรงดันเอาต์พุตบวก (Positive output voltage)
2	NC	ไม่ต่อ (Non connected)
3	GND	แรงดันอ้างอิง (Ground)
4	Vout-	แรงดันเอาต์พุตลบ (Negative output voltage)
5	Nsub	ต่อเข้ากับขาที่ 6
6	Vcc	แหล่งจ่ายแรงดัน (Supply voltage)

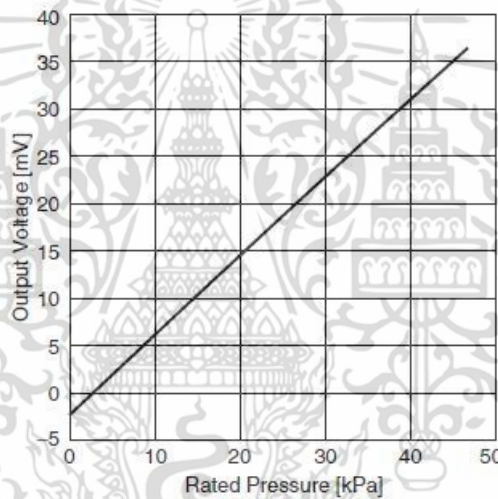
ตารางที่ 3.2 ความสามารถของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02

ความสามารถของเซ็นเซอร์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	หน่วย
ช่วงความดัน (Pressure Range)	0	37	kPa
ความดันมากที่สุดที่ทนได้ (Withstand pressure)	-	53	kPa
อุณหภูมิในการทำงาน (Operating temperature)	0	50	°C
ความชื้นในการทำงาน	15	90	%RH
อุณหภูมิในการเก็บรักษา	-30	85	°C
ความชื้นในการเก็บรักษา	10	95	%RH

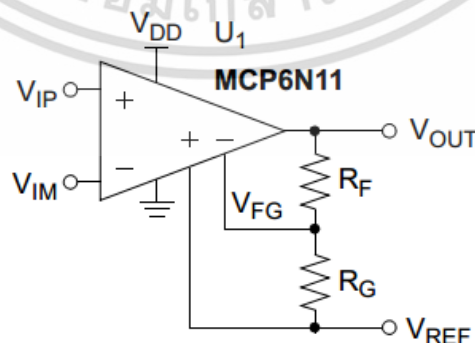
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02

ความสามารถของเซ็นเซอร์	Min	Typ	Max	Unit
แหล่งจ่ายกระแส (Supply Current)	-	0.1	-	mAdc
Full Scale Span	27.9	31.0	34.1	mV
ค่าออฟเซต (Offset)	-6.5	-2.5	1.5	mV
ความไม่เป็นเชิงเส้น (Non Linearity)	-0.8	-	0.8	%FS
Pressure Hysteresis	-0.5	-	+0.5	%FS
ค่าความต้านทานของบริดจ์ (Resistance Bridge)	18	20	22	k Ω
The Temperature coefficient offset	-3	0	3	%FS
The Temperature coefficient sensitivity	-0.5	0.5	1.5	%FS



รูปที่ 3.7 ความเป็นเชิงเส้นของเซ็นเซอร์ 2SMPP-02



รูปที่ 3.8 วงจรขยายสัญญาณโดยมีอัตราขยาย 100 เท่า

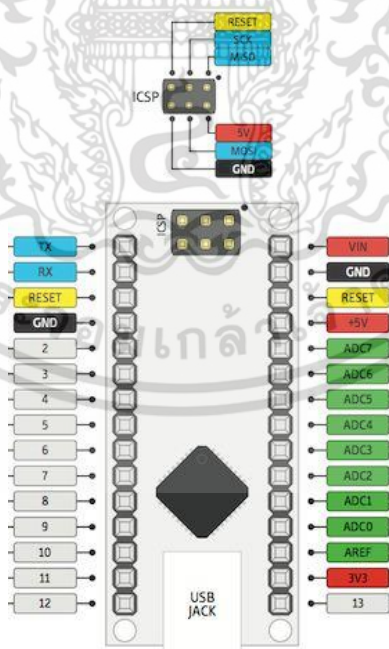
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 Arduino Nano 3.0

งานวิจัยนี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ของ Arduino Nano สำหรับการแปลงค่าสัญญาณแอนะล็อกของสัญญาณความดันที่เชื่อมต่อกับเซ็นเซอร์ เนื่องจากมีขนาดเล็กและมีช่องสัญญาณอินพุตจำนวนมากหลายช่องสัญญาณรวมถึงมีการแปลงไฟ 5 โวลต์เพื่อใช้สำหรับเซ็นเซอร์และวงจรรขยาย โดยคุณสมบัติของ Arduino Nano แสดงได้ดังตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.4 คุณสมบัติของ Arduino Nano

คุณสมบัติ	รายละเอียด
ไมโครคอนโทรลเลอร์	ATmega328
โวลเตจในการทำงาน (Operating Voltage)	5 V
จำนวนช่องสัญญาณดิจิทัล (Digital I/O Pins)	14
จำนวนช่องสัญญาณแอนะล็อก (Analog Input Pins)	8
กระแสแต่ละช่องสัญญาณ (DC Current per I/O Pin)	40 mA
หน่วยความจำแฟลช (Flash Memory)	32 KB
EEPROM	1 KB
ความเร็วสัญญาณนาฬิกา (Clock Speed)	16 MHz



รูปที่ 3.9 ช่องสัญญาณของ Arduino nano 3.0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 การเชื่อมต่อแบบไร้สาย

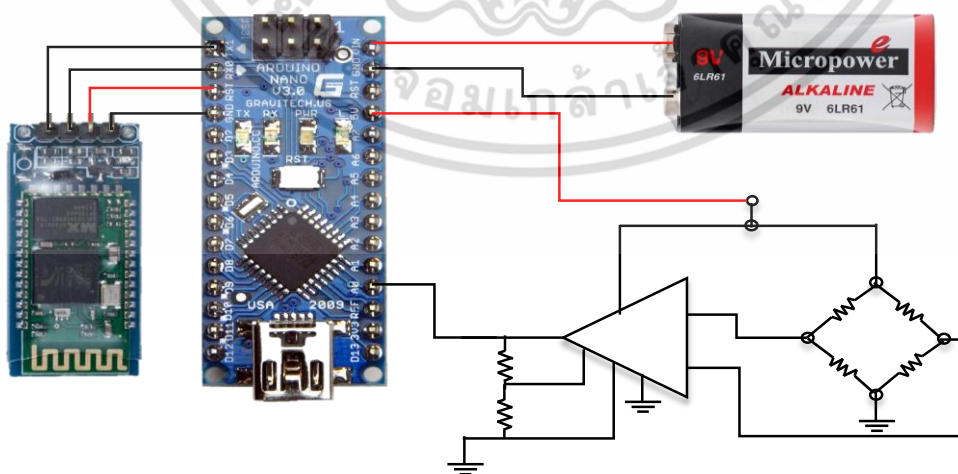
ในการส่งข้อมูลของงานวิจัยนี้ได้เลือกวิธีการส่งแบบไร้สายเนื่องจากวัตถุประสงค์ที่เพื่อให้สะดวกต่อการวัดและบันทึกผลรวมถึงสามารถเชื่อมต่อได้อีกหลากหลายอุปกรณ์

ในการเชื่อมต่อแบบไร้สายนั้นได้ใช้บลูทูธรุ่น BC417 Bluetooth to serial ต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ขารับและส่งโดยบลูทูธที่ใช้นั้นมีคุณสมบัติดังตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติของ BC417

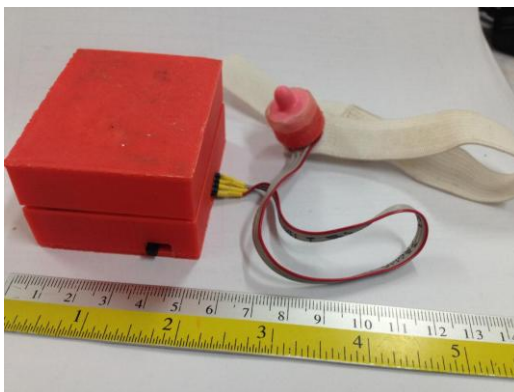
คุณสมบัติ	รายละเอียด
เมนสตรีม (Mainstream)	CSR chip
Bluetooth protocol version	2.0
Wave Band	2.4 - 2.8 GHz, ISM Band
กำลังงาน	6 dBm
ความไวในการรับ	- 85 dBm
โวลเตจในการทำงาน	3.3 – 5 V
กระแสในการทำงาน	43 mA

เมื่อนำอุปกรณ์วัด วงจรขยายสัญญาณ ไมโครคอนโทรลเลอร์และบลูทูธมารวมต่อรวมกันแล้วนั้นสามารถแสดงรูปวงจรได้ดังรูปที่ 3.10 โดยวงจรรวมทั้งหมดถูกออกแบบมาให้สามารถอยู่ภายในกล่องสี่เหลี่ยมซึ่งมีขนาดกว้าง 5 เซนติเมตร ยาว 6 เซนติเมตร และสูง 3 เซนติเมตรดังแสดงในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.10 วงจรรวมของอุปกรณ์การวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



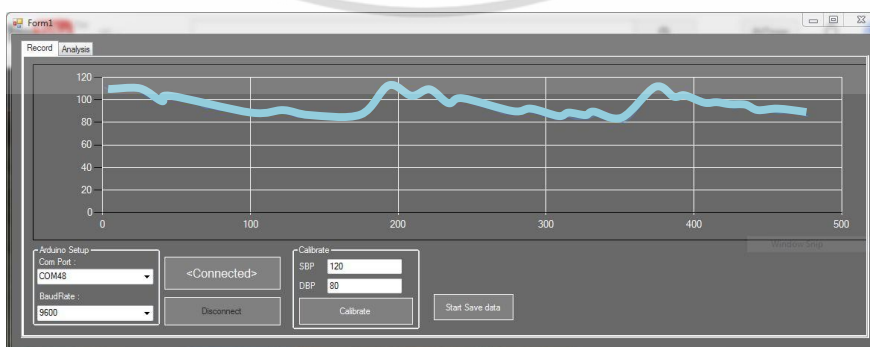
รูปที่ 3.11 กล่องอุปกรณ์การวัด

3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์

ในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Microsoft visual studio C# ในการเก็บข้อมูลและการวิเคราะห์ เนื่องจากภาษาในการเขียน C# ซึ่งเป็นภาษาถูกพัฒนามาจากภาษา C++ และมีโครงสร้างแบบเชิงวัตถุ (Object-oriented programming) อีกทั้งภาษา C# นั้นมีเครื่องมือที่อำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ที่เขียนโปรแกรมทำให้การเขียนโปรแกรมนั้นสามารถทำได้อย่างรวดเร็วและง่ายขึ้นอีกด้วย ในโปรแกรมนั้นแบ่งออกได้เป็นทั้งหมด 2 ส่วน คือ ส่วนแสดงผลสำหรับผู้ใช้งาน อีกส่วนหนึ่งคือส่วนของ การวิเคราะห์สัญญาณ

3.4.1 ส่วนแสดงผลสำหรับผู้ใช้งาน

ในส่วนของการแสดงผลสำหรับผู้ใช้งานดังแสดงในรูปที่ 3.12 นั้นได้แบ่งออกเป็นทั้งหมด 4 ส่วนคือส่วนการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนการแสดงผล ส่วนการปรับเทียบและส่วนของการบันทึกผล ซึ่งในการออกแบบนั้นได้ใช้สีดำเป็นพื้นหลังอันเนื่องมาจากในกรณีที่ผู้ดูแลการทดลอง ต้องอยู่หน้าจอเป็นเวลานาน



รูปที่ 3.12 หน้าต่างส่วนแสดงผลสำหรับผู้ใช้งานวัดความดันโลหิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.1 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์และคอมพิวเตอร์

โดยในส่วนแรกนั้นคือส่วนของการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านการสื่อสารแบบบลูทูธซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.13 โดยมีการให้เลือกในช่อง ComboBox ทั้งหมด 2 ช่องซึ่งช่องแรกนั้นเป็นช่องของการเลือกการเชื่อมต่อระหว่างคอมพอร์ต (Com Port) ของคอมพิวเตอร์กับบลูทูธและช่องที่สองคือช่องที่ใช้สำหรับเลือกบอดเรท (Baud rate) โดยเลือกเพื่อกำหนดอัตราการส่งรับข้อมูลระหว่างบลูทูธกับคอมพิวเตอร์ เพื่อให้กระบวนการส่งรับข้อมูลได้นั้นจึงมีปุ่ม Connect and Plot graph เพื่อทำการเชื่อมต่อส่งรับข้อมูล

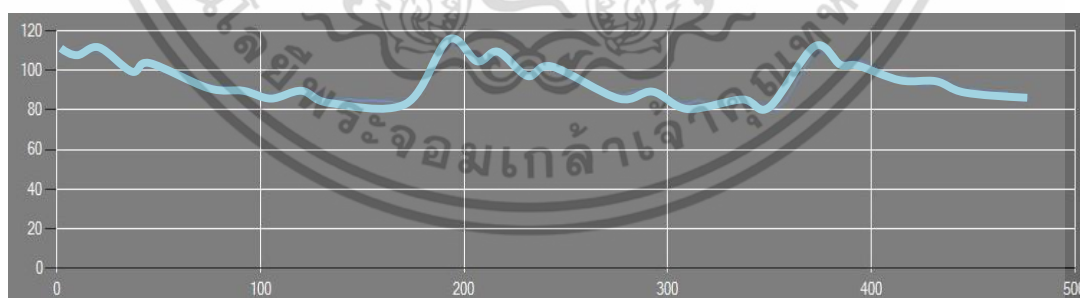
สำหรับการยกเลิกการใช้งานโปรแกรมนี้สามารถทำได้โดยการกดปุ่ม Disconnect เพื่อทำการยกเลิกการเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์และคอมพิวเตอร์จากนั้นจึงทำการปิดโปรแกรม



รูปที่ 3.13 หน้าต่างในส่วนของการเชื่อมต่อ

3.4.1.2 การแสดงผลสัญญาณความดันโลหิต

เมื่อกดปุ่มของ Connect and Plot graph แล้วนั้นโปรแกรมจะทำการนำข้อมูลที่ได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์มาแปลงเป็นตัวเลขสำหรับการพล็อตลงบนกราฟดังแสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 หน้าต่างแสดงสัญญาณความดัน

3.4.1.3 การเปรียบเทียบสัญญาณความดัน

เมื่อกราฟแสดงข้อมูลแล้วนั้นเพื่อเป็นการเปรียบเทียบให้เป็นข้อมูลสัญญาณความดันจึงมีช่องไว้ให้กรอกค่าความดันเลียดบน (Systolic blood pressure) และความดันล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Diastolic blood pressure) เมื่อกรอกค่าตัวเลขแล้วนั้นทำการกดปุ่ม Calibrate เพื่อเป็นการเปลี่ยนข้อมูลที่ได้มาจากไมโครคอลโทรลเลอร์ให้กลายเป็นระดับของความดันโลหิตดังรูปที่ 3.15

รูปที่ 3.15 หน้าต่างกรอกค่าความดันเพื่อทำการปรับเทียบ

3.4.1.4 การบันทึกสัญญาณ

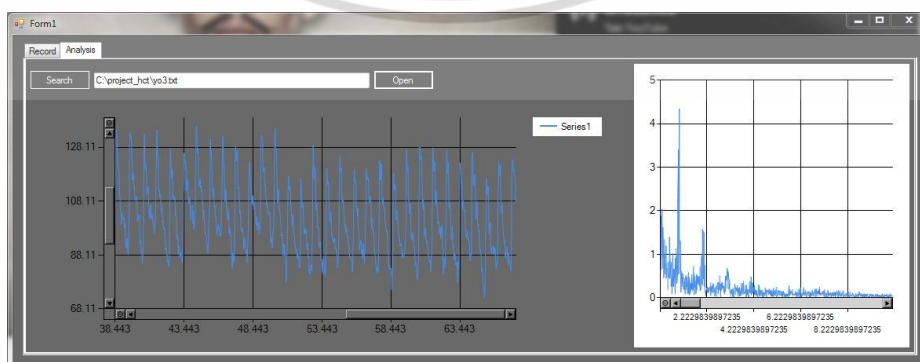
ในการทดลองจำเป็นต้องมีการเก็บผลการทดลองซึ่งในการเก็บผลการทดลองนั้นเมื่อทำการปรับเทียบสัญญาณแล้วนั้นสามารถทำการกดปุ่ม Start save data เพื่อทำการบันทึกข้อมูล โดยปุ่ม Start save data แสดงได้ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 ปุ่มสำหรับการกดบันทึก

3.4.2 ส่วนประมวลผลและนำเสนอผล

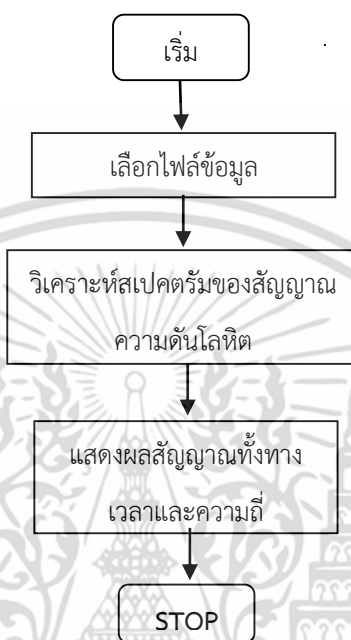
ในการแสดงผลเพื่อทำการวิเคราะห์นั้นมีหน้าต่างการทำงานดังรูปที่ 3.17 ซึ่งแบ่งการทำงานออกเป็นทั้งหมด 2 ส่วนคือ ส่วนของการเปิดไฟล์และส่วนของการแสดงผล



รูปที่ 3.17 หน้าต่างสำหรับแสดงผลการประมวลผลข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนการประมวลผลของข้อมูลสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.18 ซึ่งเริ่มจากการเปิดไฟล์โดยกดปุ่มค้นหาหรือปุ่ม Search เพื่อเป็นการเก็บที่อยู่ของไฟล์สำหรับเปิดไฟล์และที่อยู่ของไฟล์จะแสดงใน Textbox อีกทั้งหากไม่ทำการค้นหาก็สามารถที่จะพิมพ์ที่อยู่ของไฟล์ในช่องของ Textbox ได้ หลังจากที่ได้ที่อยู่ของไฟล์แล้วนั้นทำการกดปุ่ม Open เพื่อเปิดไฟล์และนำเอาข้อมูลเหล่านั้นมาทำการวิเคราะห์



รูปที่ 3.18 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ

3.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบอุปกรณ์สำหรับวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องโดยใช้หลักการโทโนเมตรี เพื่อวัดความดันโลหิตที่บริเวณข้อมือผ่านตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลประมวลผลและวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Microsoft visual studio C# ซึ่งในการออกแบบนี้จะเริ่มจากการออกแบบและพัฒนาโครงสร้างให้มีขนาดเหมาะสมสำหรับวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงตำแหน่งบริเวณข้อมือส่งแรงดันผ่านแผ่นกั้นรับแรงเข้าสู่ช่องกักอากาศที่มีเซ็นเซอร์วัดความดันติดตั้งอยู่ การเปลี่ยนแปลงความดันภายในช่องกักอากาศเซ็นเซอร์จะสอดคล้องกับการเปลี่ยนแปลงแรงดันในหลอดเลือดที่กระทำที่แผ่นกั้นรับแรง โดยสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์นั้นใช้ตัวแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ของ Arduino รุ่น nano 3.0 และส่งข้อมูลผ่านระบบไร้สาย ซึ่งในที่นี้ใช้บลูทูธ

บทที่ 4

การทดสอบทางคลินิกและผลการทดสอบ

ในบทนี้กล่าวถึงการทดสอบการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องของระบบที่ได้จัดทำขึ้นมาตามหลักของโทโนเมตรี (Tonometry) แบบ in vivo ในคนปกติซึ่งการหายใจมีผลกับความดันโลหิต [27] โดยผ่านทางระบบประสาทส่วนกลาง (Sympathetic activities) การทำงานของระบบประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic nervous system) ส่วนใหญ่ทำงานอยู่ในช่วงความถี่ต่ำกว่า 0.1 เฮิร์ตซ์ (Hertz) และในส่วนใหญ่ระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (Parasympathetic nervous system) มีการทำงานอยู่ในช่วงความถี่ 0-0.5 เฮิร์ตซ์ หากปกติแล้วอัตราการหายใจทั่วไปหรืออัตราการหายใจมากกว่า 9 ครั้งต่อนาทีสามารถแยกการทำงานระหว่างระบบประสาทซิมพาเทติกและระบบประสาทพาราซิมพาเทติกได้ ในทางกลับกันหากหายใจต่ำกว่า 9 ครั้งต่อนาทีจะทำให้ระบบประสาทซิมพาเทติกมีผลมากกว่าระบบพาราซิมพาเทติก ดังนั้นจึงใช้การทดลองในการควบคุมการหายใจเพื่อแสดงถึงความสามารถของระบบวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องที่พัฒนาขึ้นมาสามารถที่จะตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงความดันและหาค่าความถี่ที่เกิดขึ้นและสามารถนำระบบดังกล่าวมาใช้ในการวิจัยในเชิงคลินิก (Clinic) แบบลักษณะดังกล่าวได้ ซึ่งทำการวัดความดันโลหิตพร้อมกันกับการควบคุมการหายใจคือ การหายใจแบบปกติ หายใจ 12 ครั้งต่อนาที และหายใจ 6 ครั้งต่อนาที เพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงของความดันรวมถึงการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของความดันซิสโตลิก (Systolic pressure) และทำการวิเคราะห์ด้วยสเปกตรัมของสัญญาณดังกล่าวแบบ Fast Fourier Transform (FFT) ซึ่งบ่งบอกถึงการทำงานของระบบประสาทส่วนกลาง นอกจากนี้ทดสอบค่าที่ได้จากการหาความน่าเชื่อถือโดยใช้ค่า Intraclass Correlation Coefficient หรือค่า ICC [28] ซึ่งบ่งบอกถึงความน่าเชื่อถือของระบบการวัดความดันแบบโลหิตอย่างต่อเนื่องซึ่งไม่รุกรานบริเวณหลอดเลือดอาเทอร์รี่ (Artery)

4.1 การออกแบบการทดลอง

ในการทดลองได้ออกแบบไว้สำหรับสังเกตการเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันโลหิตของอาสาสมัครในขณะที่หายใจปกติเทียบกับสัญญาณความดันเมื่ออาสาสมัครควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที และ 6 ครั้งต่อนาที โดยแบบ A มีวิธีการหายใจคือหายใจแบบปกติเป็นเวลา 5 นาทีซึ่งมีการควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาทีและแบบ B มีวิธีการหายใจคือหายใจแบบปกติเป็นเวลา 5 นาทีซึ่งมีการควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาทีโดยแบบการหายใจแสดงได้ดังตารางที่ 4.1 ซึ่งในการทดลองนั้นทำวิธีแบบ A ไป B กล่าวคือให้อาสาสมัครทำการหายใจแบบปกติเป็นเวลา 5 นาที ตามด้วยการควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาทีจากนั้น

อาสาสมัครทำการหายใจแบบปกติเป็นเวลา 5 นาทีและสุดท้ายควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีเป็นเวลา 5 นาที โดยวิธีการทดลองแบบ A ไป B สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.1 วิธีการหายใจ

แบบ / เวลา	5 นาที	5 นาที
A	หายใจปกติ	ควบคุมหายใจ 12 ครั้งต่อนาที
B	หายใจปกติ	ควบคุมหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

ตารางที่ 4.2 ขั้นตอนในการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับการควบคุมการหายใจ

แบบ / เวลา	5 นาที	5 นาที	5 นาที	5 นาที
A → B	หายใจปกติ	หายใจ 12 ครั้งต่อนาที	หายใจปกติ	หายใจ 6 ครั้งต่อนาที

4.1.1 วัตถุประสงค์และอุปกรณ์การทดลอง

ในการทดลองนั้นได้มีอาสาสมัครสุขภาพปกติเพศชาย อายุ 23 ปีและมีอุปกรณ์ในการทดลอง ดังนี้

1. อุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องตามหลักการโทโนเมตรีดังแสดงในรูปที่ 4.1
2. เครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริก Omron รุ่น M5 ดังแสดงในรูปที่ 4.2
3. แอปพลิเคชัน (Application) สำหรับกำหนดการหายใจ ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เป็นโปรแกรมที่กำเนิดเสียงเป็นจังหวะเพื่อกำหนดให้อาสาสมัครหายใจเข้าและออกโดยสามารถปรับอัตราการกำเนิดเสียงได้คือ Tempo 12 คือมีการกำเนิดเสียงทั้งหมด 12 ครั้งต่อนาทีซึ่งเท่ากับการหายใจเข้าและออก 6 ครั้งต่อนาที และ Tempo 24 คือมีการกำเนิดเสียงทั้งหมด 24 ครั้งต่อนาทีซึ่งเท่ากับการหายใจเข้าและออก 12 ครั้งต่อนาที
4. คอมพิวเตอร์ (Window 7-64 บิต CPU 2.6 GHz Memory Ram 2 GB)

โดยการทดลองกับอาสาสมัคร 1 คนจำนวน 10 ครั้งแบบ A ไป B โดยเริ่มจากวัดความดันด้วยเครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริกเพื่อใช้เป็นความดันอ้างอิง และนำอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องบริเวณหลอดเลือดแดงเรเดียล (Radial artery) ของอาสาสมัคร เพื่อวัดสัญญาณพร้อมทั้งทำการควบคุมการหายใจ



รูปที่ 4.1 อุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่อง



รูปที่ 4.2 เครื่องวัดความดันแบบออสซิลโลเมตริก Omron รุ่น M5



รูปที่ 4.3 แอปพลิเคชันสำหรับกำหนดการหายใจ

4.1.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ผลที่ได้จากการทดลองนั้นจะถูกวัดความน่าเชื่อถือด้วย Intra-class Correlation Coefficient (ICC) โดยกำหนดการประเมินความน่าเชื่อถือด้วยการเปรียบเทียบความแปรปรวนความต่างการประเมินของกลุ่มตัวอย่างเดียวกันกับความแปรปรวนทั้งหมดที่เกิดขึ้นในการประเมินและกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งสมการของ ICC แสดงได้ดังสมการที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

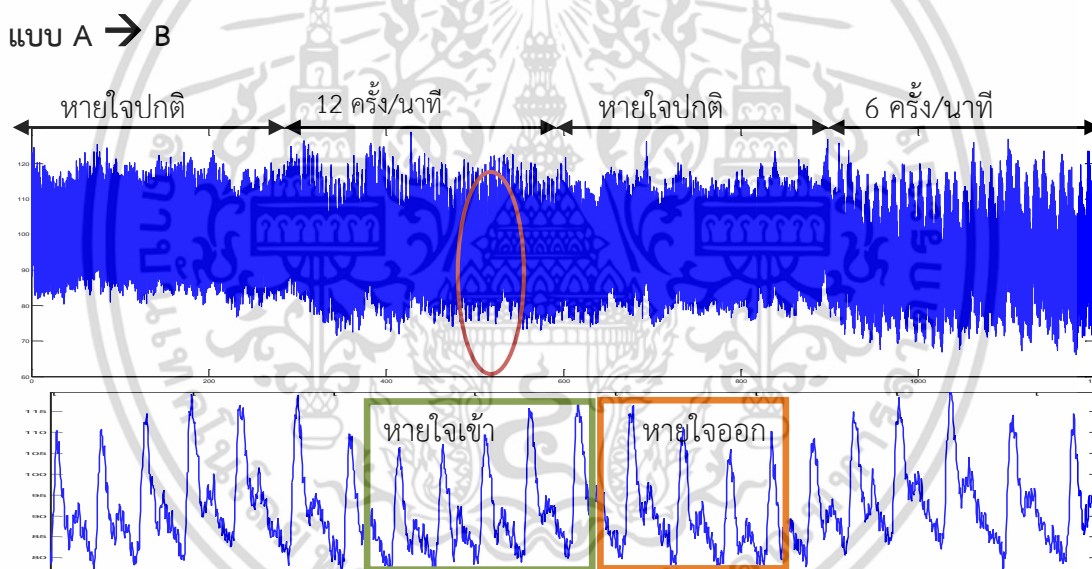
$$ICC = \frac{\sigma^2(b)}{\sigma^2(b) + \sigma^2(w)} \quad 4.1$$

เมื่อ $\sigma^2(w)$ คือค่าของความแปรปรวนในกลุ่มตัวอย่างเดียวกัน
 $\sigma^2(b)$ คือค่าของความแปรปรวนระหว่างกลุ่มตัวอย่าง

4.2 ผลการทดลอง

4.2.1 ผลการทดลองวัดความดันโลหิตโดยการควบคุมการหายใจ

ทดลองกับอาสาสมัคร 1 คน จำนวน 10 ครั้งโดยแบ่งเป็น A ไป B แสดงสัญญาณตัวอย่างที่เก็บมาได้ดังรูปที่ 4.4



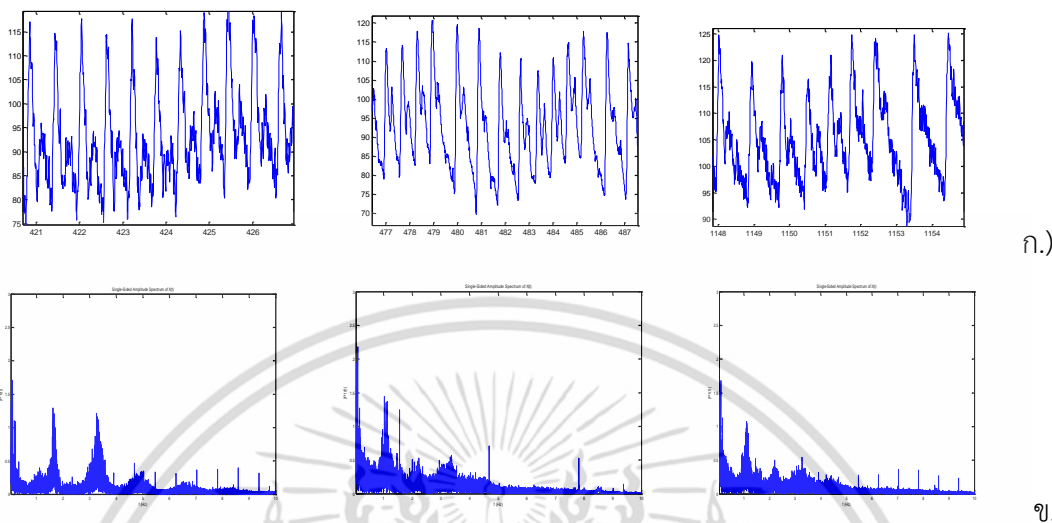
รูปที่ 4.4 ตัวอย่างสัญญาณความดันโลหิตแบบ A ไป B

4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

4.3.1 การวิเคราะห์สเปกตรัมตัวอย่างสัญญาณความดันอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน

ในการทดลองนี้ได้สัญญาณความดันโลหิตออกมาและเพื่อทำการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ผ่าน FFT ซึ่งตัวอย่างของสัญญาณที่ได้ในโดเมนเวลานั้นแสดงในรูปที่ 4.5k และค่าของสเปกตรัมสัญญาณความดันโลหิตทั้งหมดที่ผ่าน FFT แล้วนั้นแสดงดังรูปที่ 4.5ข และเนื่องจากความดันโลหิตของคนแต่ละคนนั้นย่อมมีลักษณะเฉพาะของแต่ละคนดังนั้นแล้วจึงได้นำเอาค่าของสเปกตรัมเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของอาสาสมัครซึ่งได้ทำการทดลองเป็นจำนวนทั้งสิ้น 10 ครั้งมาหาค่าจุดความถี่ที่ 1 2 และ 3 ตามลำดับดังแสดงในตารางที่ 4.3 เพื่อทำการหาความเที่ยงตรงของอุปกรณ์



รูปที่ 4.5 ตัวอย่างสัญญาณความดันและสเปกตรัมของสัญญาณความดันของอาสาสมัครสุขภาพปกติ รายเดียวกัน ก.) สัญญาณความดัน ข.)สเปกตรัมของสัญญาณโดยที่แกน x เป็นความถี่และแกน y เป็น Magnitude

จากตารางที่ 4.3 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดัน ความถี่ที่ 1 เฉลี่ย 1.21 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.2 ค่าความถี่ที่ 2 เฉลี่ย 2.44 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.44 ความถี่ที่ 3 เฉลี่ย 3.62 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.57 และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีความเชื่อมั่นมากกว่า 0.90 กล่าวได้ว่าการวัดสัญญาณความดันในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเที่ยงในการวัดซ้ำๆซึ่งสามารถบอกได้ว่าระบบการวัดความดันโลหิตไม่รุกรานอย่างต่อเนื่องที่ออกแบบมีความน่าเชื่อถือในการวัดสัญญาณความดันโลหิตที่หลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือได้

ตารางที่ 4.3 ค่าสเปกตรัมของสัญญาณความดันโลหิตในอาสาสมัครสุขภาพปกติรายเดียวกัน

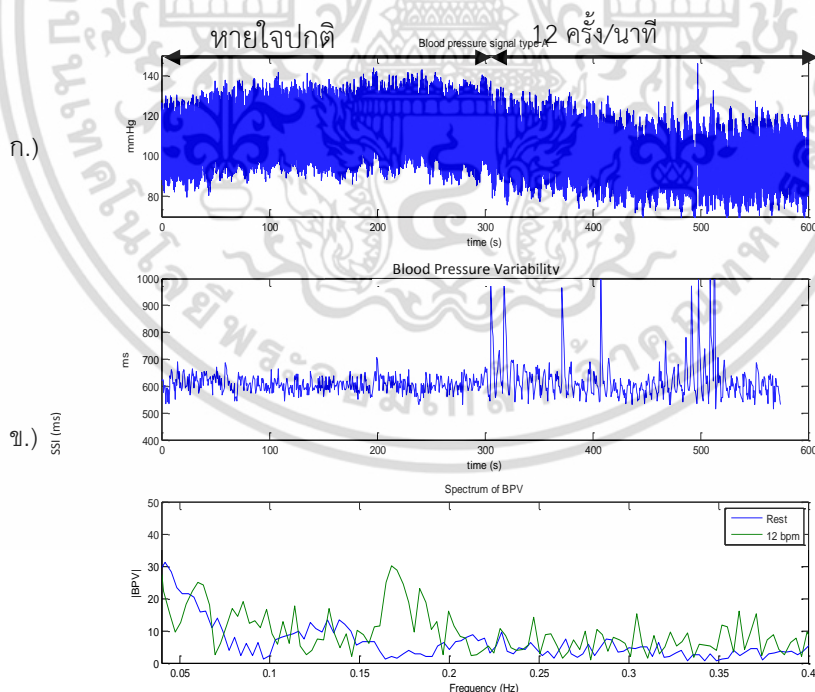
ครั้งที่ \ ความถี่	ความถี่ที่ 1	ความถี่ที่ 2	ความถี่ที่ 3
1	1.624	3.262	4.687
2	1.555	3.269	4.714
3	1.03	2.23	3.363
4	1.101	2.204	3.264
5	1.304	2.579	3.688

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6	1.163	2.268	3.491
7	1.124	2.343	3.477
8	1.146	2.201	3.367
9	1.068	2.134	3.22
10	1.038	1.937	2.905
ค่าเฉลี่ย	1.2153	2.4427	3.6176
SD	0.20167	0.438717	0.574891
ICC	0.985		

4.3.2 การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิก

ในการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกของการหายใจ A นั้นมีขั้นตอนโดยนำสัญญาณความดันโลหิตออกมาและเพื่อทำการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ผ่าน FFT ซึ่งตัวอย่างของสัญญาณที่ได้ในโดเมนเวลานั้นแสดงในรูปที่ 4.6ก และตัวอย่างของค่าการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกแสดงได้ดังรูปที่ 4.6ข อีกทั้งค่าของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกระหว่างช่วงการหายใจปกติกับช่วงการควบคุมการหายใจที่ผ่าน FFT แล้วนั้นแสดงดังรูปที่ 4.6ค

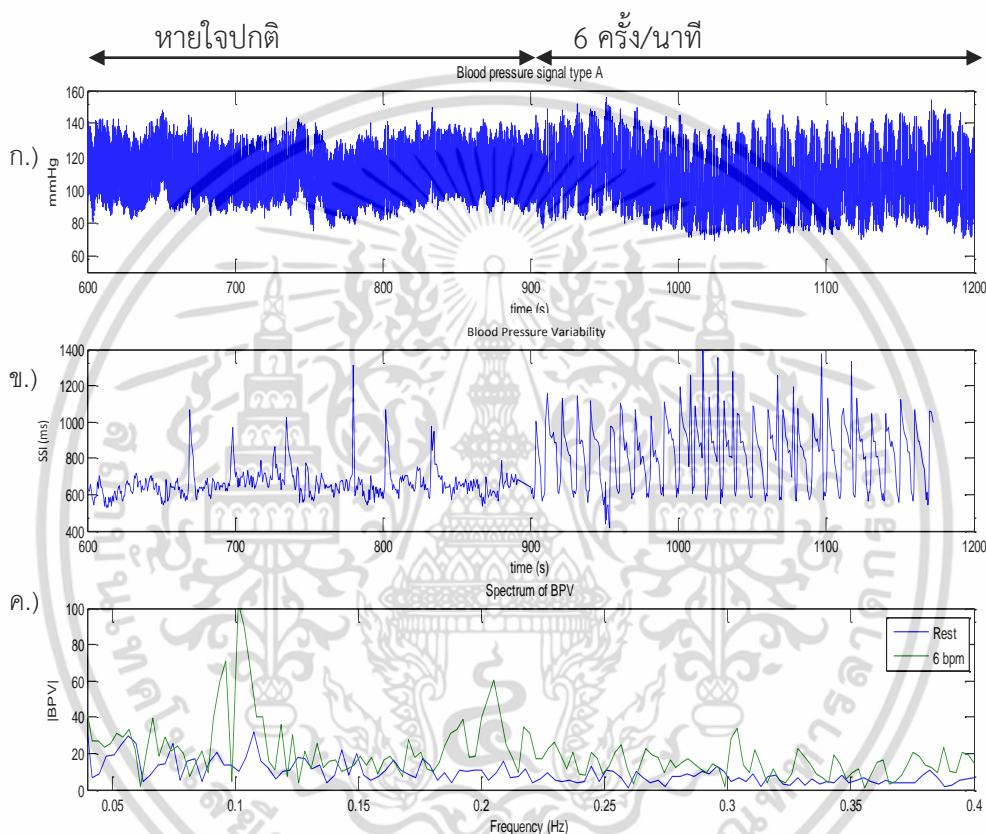


ค.)

รูปที่ 4.6 ตัวอย่างสัญญาณความดัน ผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ A ก.) สัญญาณความดัน ข.) การเปลี่ยนแปลงของช่วงเวลาความดันซิสโตลิก ค.) สเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลง

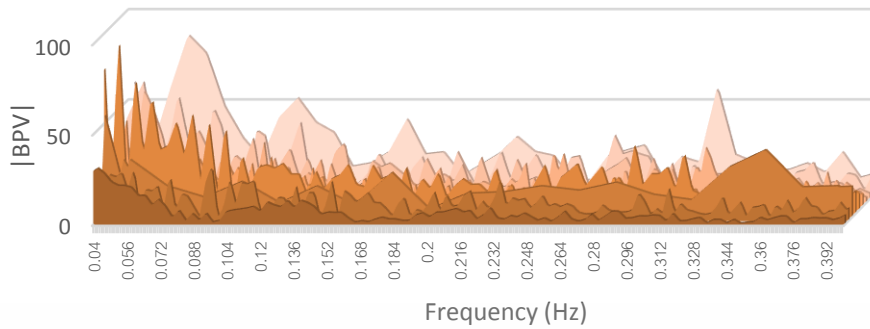
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกของการหายใจ B นั้นมีขั้นตอนโดยนำสัญญาณความดันโลหิตออกมาและเพื่อทำการวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ผ่าน FFT ซึ่งตัวอย่างของสัญญาณที่ได้ในโดเมนเวลานั้นแสดงในรูปที่ 4.7ก และตัวอย่างของค่าการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกแสดงได้ดังรูปที่ 4.7ข อีกทั้งค่าของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของซิสโตลิกระหว่างช่วงการหายใจปกติกับช่วงการควบคุมการหายใจที่ผ่าน FFT แล้วนั้นแสดงดังรูปที่ 4.7ค

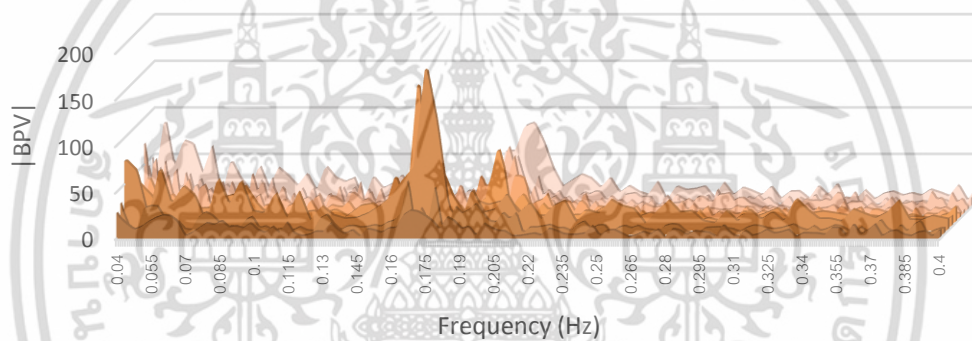


รูปที่ 4.7 ตัวอย่างสัญญาณความดัน ผลการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงสัญญาณแบบ B ก.) สัญญาณความดัน ข.) การเปลี่ยนแปลงของช่วงเวลาความดันซิสโตลิก ค.) สเปกตรัมของสัญญาณการเปลี่ยนแปลง

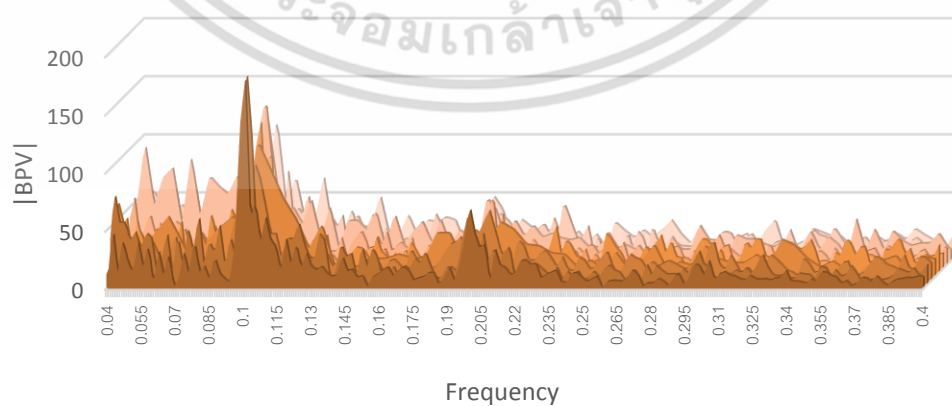
ในช่วงการหายใจแบบทั้งหมด 10 ครั้งของอาสาสมัคร 1 รายนั้นสามารถหาช่วงของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงช่วงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกได้ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจปกติ โดยที่แกน x เป็นความถี่ แกน y เป็นแมกนิจูด (Magnitude)



รูปที่ 4.9 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจ 12 ครั้งต่อนาที โดยที่แกน x เป็นความถี่และแกน y เป็นแมกนิจูด



รูปที่ 4.10 สเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงหายใจ 6 ครั้งต่อนาที โดยที่แกน x เป็นความถี่และแกน y เป็นแมกนิจูด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งในการวิเคราะห์ทางความถี่ของการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกโดยเปรียบเทียบการทำซ้ำจากการหาพื้นที่ใต้กราฟระหว่างความถี่ต่ำ (Low frequency, LF) ซึ่งมีความถี่อยู่ที่ 0.04 เฮิรตซ์ ถึง 0.15 เฮิรตซ์ และพื้นที่ใต้กราฟความถี่สูง ซึ่งมีความถี่อยู่ที่ 0.15 เฮิรตซ์ ถึง 0.4 เฮิรตซ์ โดยค่าที่ได้ของพื้นที่ใต้กราฟในของการควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีและการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีซึ่งแสดงดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ค่าพื้นที่ใต้กราฟของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก

ครั้งที่	BPV			
	12 BPM		6 BPM	
	LF	HF	LF	HF
1	1.365	2.020	4.358	4.408
2	1.391	2.567	4.961	4.121
3	2.624	2.699	3.399	2.914
4	2.862	4.644	4.494	3.079
5	1.540	2.426	4.333	4.283
6	1.640	2.692	2.946	2.365
7	1.988	2.445	2.936	2.992
8	2.359	2.895	5.256	4.434
9	1.910	2.349	4.359	3.695
10	2.642	3.334	4.112	3.872
เฉลี่ย	1.992	2.607	4.115	3.616
S.D.	0.502	0.349	0.788	0.730
ICC	0.906		0.912	

จากตารางที่ 4.4 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกและความดันไดแอสโตลิกช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 1.992 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.502 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 2.607Hz และค่า SD เท่ากับ 0.349 ช่วงทำการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF 4.115Hz และค่า SD เท่ากับ 0.788 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 3.616 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.730 จะเห็นได้ว่าทั้งความดันซิสโตลิกในช่วงควบคุมการหายใจเดียวกันสามารถบอกค่าความถี่ทั้ง LF และ HF ได้ใกล้เคียงกัน และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีความเชื่อมั่นมากกว่า 0.90 ซึ่งแปลได้ว่าการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเอกสารถูกเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เที่ยงตรงสูง สามารถบอกได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรีมีความไวในการทำการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดัน

ในการวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบความน่าเชื่อถืออีกแบบหนึ่งคือการหาค่าจุดสูงสุดของสเปกตรัมในแต่ละช่วงของความถี่ โดยแบ่งการหาค่าของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกออกเป็น 2 ช่วงคือช่วงการควบคุมการหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีและการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที ดังแสดงได้ในตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ค่าของสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก

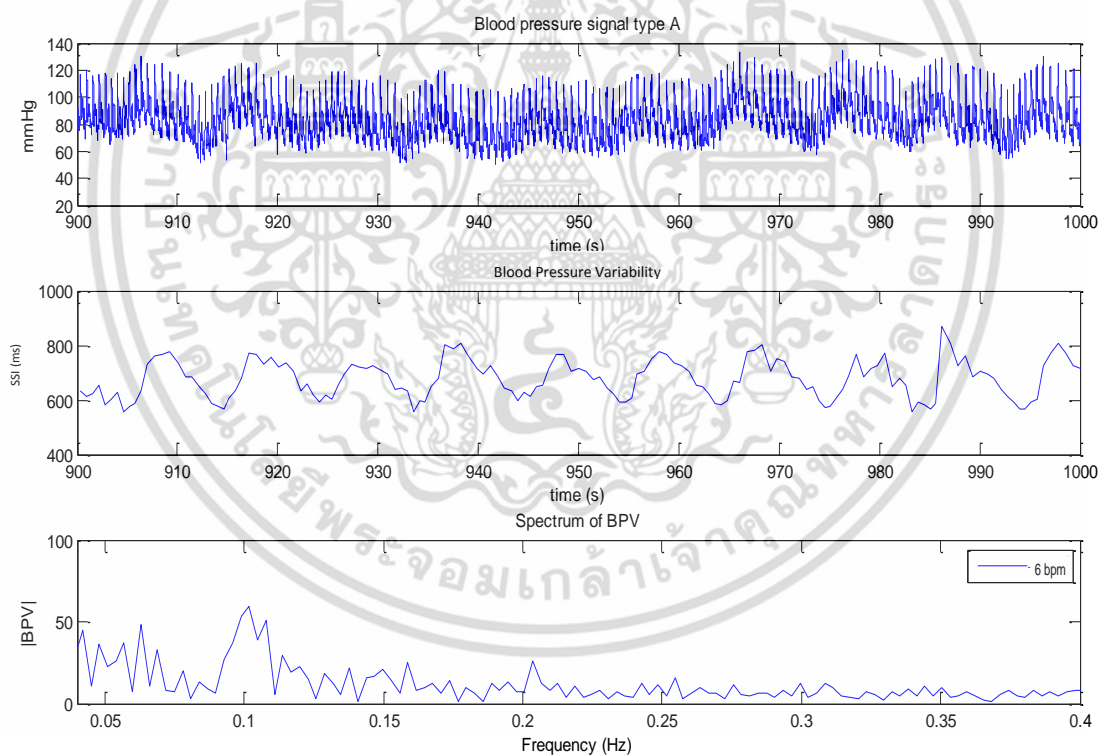
ครั้งที่	BPV			
	12 BPM		6 BPM	
	LF	HF	LF	HF
1	0.085	0.171	0.101	0.208
2	0.053	0.165	0.101	0.204
3	0.055	0.171	0.101	0.199
4	0.051	0.164	0.099	0.197
5	0.055	0.199	0.101	0.230
6	0.045	0.190	0.104	0.205
7	0.051	0.200	0.099	0.199
8	0.044	0.198	0.097	0.195
9	0.045	0.201	0.106	0.227
10	0.045	0.206	0.099	0.194
เฉลี่ย	0.053	0.186	0.101	0.206
S.D.	0.012	0.016	0.003	0.013
ICC	0.997		0.999	

จากตารางที่ 4.5 สรุปได้ว่า ในการทำการทดลอง 10 ครั้งกับอาสาสมัคร 1 ราย ได้ค่าสเปกตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิกช่วงทำการหายใจ 12 ครั้งต่อนาที ได้ค่าความถี่ LF เฉลี่ย 0.053 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.012 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.186 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.016 ช่วงทำการหายใจ 6 ครั้งต่อนาทีได้ค่าความถี่ LF 0.101 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.003 ค่าความถี่ HF เฉลี่ย 0.206 Hz และค่า SD เท่ากับ 0.013 จะเห็นได้ว่าทั้งความดันซิสโตลิกในช่วงควบคุมการหายใจเดียวกันสามารถบอกค่าความถี่ทั้ง LF และ HF ได้ใกล้เคียงกัน และจากการหาค่า ICC จากการทดสอบซ้ำพบว่ามีค่าความเชื่อมั่นมากกว่า 0.99 ซึ่งแปลได้ว่าการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิกเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

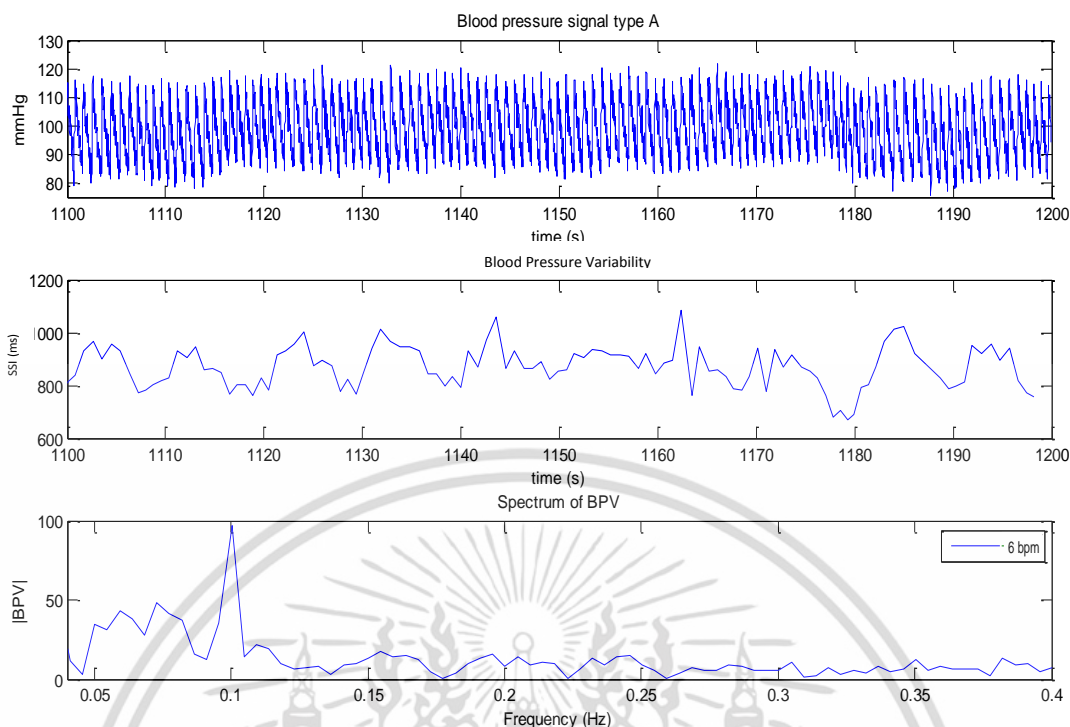
ต้นซิสโตลิกในอาสาสมัครรายเดียวกันจำนวน 10 ครั้งมีความเที่ยงตรงสูง สามารถบอกได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบตามหลักโทโนเมตรีมีความไวในการหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดัน

4.4 ผลการทดลองวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไป

นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังทำการทดลองวัดความดันโลหิตกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติทั่วไปอีก 10 คนเพื่อดูลักษณะของสัญญาณความดัน เป็นการทดสอบประสิทธิภาพและความสามารถของระบบวัดความดันโลหิตว่าสามารถนำไปวัดกับบุคคลอื่นได้ไม่ว่าจะจะเป็นเพศชายหรือเพศหญิง ซึ่งตัวอย่างสัญญาณความดันของอาสาสมัคร 10 คนโดยตัวอย่างของสัญญาณในเพศชายและเพศหญิง อายุ 21 ปีสามารถแสดงดังรูปที่ 4.11 และ 4.12 ตามลำดับ โดยวัดความดันในขณะที่หายใจ 6 ครั้ง ต่อนาทีเป็นเวลาประมาณ 5 นาที



รูปที่ 4.11 ตัวอย่างสัญญาณความดัน การเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกและสเปกตรัมของการเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกของเพศชาย



รูปที่ 4.12 ตัวอย่างสัญญาณความดัน การเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกและสเปคตรัมของการเปลี่ยนแปลงของซิสโตลิกของเพศหญิง

4.5 สรุป

จากการทดลองวัดความดันโลหิตพร้อมกับควบคุมการหายใจกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติ 1 ราย ทดลองจำนวน 10 ครั้งโดยแบ่งออกเป็น การหายใจแบบ A คือวัดความดันขณะทำการหายใจปกติเป็นเวลา 5 นาที และหายใจ 12 ครั้งต่อนาทีอีก 5 นาที ในอาสาสมัครคนเดียวกัน จากนั้นนำมาหาค่าการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ พบว่าในอาสาสมัครคนเดียวกันทำการทดลองซ้ำเป็นจำนวน 10 ครั้ง ตัวอย่างสเปคตรัมของสัญญาณความดัน พื้นที่ใต้กราฟของสเปคตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาความดันซิสโตลิกและสเปคตรัมการเปลี่ยนแปลงเวลาความดันซิสโตลิก มีค่า ICC มากกว่า 0.90 แสดงให้เห็นถึงความน่าเชื่อถือของระบบวัดความดันโลหิตที่ออกแบบขึ้น ว่ามีความไวในการวัดสัญญาณความดันโลหิตแบบต่อเนื่องของอาสาสมัครคนเดียวกันได้ ซึ่งบ่งชี้ได้ว่าระบบวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณหลอดเลือดแดงเรเดียลสามารถนำมาใช้วัดสัญญาณความดันเพื่อตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของจังหวะการบีบคลายของหัวใจจากสัญญาณที่วัดได้พร้อมทั้งสามารถหาการเปลี่ยนแปลงเวลาของสัญญาณความดันซิสโตลิก และนอกจากนี้ยังสามารถนำไปวัดความดันกับบุคคลอื่นๆ เพื่อดูลักษณะและการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดันได้ทุกเพศอีกด้วย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุปงานวิจัย

ความดันโลหิตเป็นข้อมูลสำคัญทางการแพทย์ ซึ่งความดันโลหิตนี้สามารถบ่งชี้ถึงความผิดปกติของระบบหลอดเลือดและหมุนเวียนโลหิต โดยความหมายของความดันโลหิตคือความดันของเลือดที่บรรจุอยู่ในภายในหลอดเลือดซึ่งเป็นระบบปิดซึ่งเกิดจากการที่กล้ามเนื้อหัวใจบีบตัว เนื่องจากต้องทำการสูบฉีดโลหิตหมุนเวียนเลี้ยงเซลล์และอวัยวะต่างๆภายในร่างกาย อีกทั้งเป็นการหมุนเวียนโลหิตไปยังปอดเพื่อทำการเติมออกซิเจน ซึ่งความดันโลหิตจะเกิดตามจังหวะการเต้นของหัวใจเรียกว่าพัลส์ความดัน โดยมีความดันต่ำสุดเรียกว่า ไดแอสโตลิก (Diastolic) และความดันสูงสุดเรียกว่า ซิสโตลิก (Systolic)

มีการพัฒนาระบบวัดความดันแบบทางอ้อมและไม่รุกรานกันอย่างต่อเนื่อง เครื่องวัดความดันที่เรียกว่า ส�피กโมเมทรีนอิมิตอร์ โดยมีหลักการที่ใช้คือการบีบ-คลายเส้นเลือดด้วยถุงอากาศอัดความดันที่พันรอบต้นแขน และฟังเสียงที่เกิดขึ้นครั้งแรกจากการปล่อยแรงอัดอากาศซึ่งเสียงเกิดจากการหมุนวนของเลือดเมื่อไหลผ่านจุดปิดกั้น และเสียงสุดท้ายเมื่อการปิดกั้นสิ้นสุดลง ค่าที่สามารถแสดงจากการวัดความดันได้สองค่า คือความดันสูงและความดันต่ำ การวัดทางอ้อมเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่มีความนิยม อย่างไรก็ตามการวัดทางอ้อมแบบส�피กโมเมทรีนอิมิตอร์ยังมีจุดบกพร่องคือ ไม่สามารถวัดคลื่นของสัญญาณความดันได้ และยังมีข้อจำกัดในการนำมาใช้ในการวัดความดันแบบต่อเนื่อง

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนาระบบการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือดแดงแบบไม่รุกรานและสามารถแสดงรูปคลื่นของพัลส์ความดันที่ตำแหน่งหลอดเลือดเรเดียลอย่างต่อเนื่องตามหลักการโทโนเมตรี โดยออกแบบให้มีขนาดเหมาะสมกับการวัดความดันโลหิตที่หลอดเลือดเรเดียลบริเวณข้อมือ ซึ่งประกอบด้วย แผ่นกั้นรับแรง ช่องกักอากาศ เซ็นเซอร์วัดแรงดันอากาศ วงจรขยายสัญญาณ และอุปกรณ์การส่งแบบไร้สาย โดยแผ่นกั้นรับแรงนี้เป็นวัสดุประเภทเยื่อบางและมีความยืดหยุ่นเพื่อให้มีความไวต่อแรงดันที่กระทำต่อปลายของแผ่นกั้นรับแรง ส่วนช่องกักอากาศเป็นส่วนสำหรับถ่ายเทแรงดันอากาศที่มาจากปลายกั้นรับแรงไปยังเซ็นเซอร์วัดความดันอากาศ จากนั้นแปลงค่าแรงดันให้เป็นสัญญาณดิจิทัลผ่านเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์ไว้สำหรับส่งข้อมูลต่อมายังคอมพิวเตอร์ แล้วจึงนำสัญญาณที่วัดได้ไปวิเคราะห์หาค่าการเปลี่ยนแปลงต่างๆในโดเมนของเวลาเช่น การเปลี่ยนแปลงสัญญาณความดันซิสโตลิก และนำสัญญาณดังกล่าวไปวิเคราะห์ในโดเมนความถี่โดยการหาค่าสเปกตรัมของสัญญาณ อีกทั้งยังสามารถเก็บบันทึกผลข้อมูลและอ่านค่าข้อมูลผ่านโปรแกรม Microsoft visual c#

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนการทดสอบทางคลินิกทำการวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติเพื่อดูลักษณะของสัญญาณความดันที่หลอดเลือดแดงเรเดียลบริเวณข้อมือพร้อมกับควบคุมการหายใจ โดยแบ่งการหายใจออกเป็น 2 ระดับคือหายใจช้า (6 ครั้งต่อนาที) และหายใจเร็ว (12 ครั้งต่อนาที) ในการทดสอบให้อาสาสมัครวัดความดันโดยหายใจปกติสลับกับควบคุมการหายใจเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณความดัน ในการทดสอบจะวัดกับอาสาสมัคร 1 คนแล้วทำซ้ำทั้งหมด 10 ครั้ง เป็นการเปรียบเทียบสัญญาณของอาสาสมัคร 1 คนในกรณีที่มีการควบคุมทุกอย่างเหมือนกัน สรุปได้ว่าการวัดความดันอาสาสมัคร 1 คนจำนวน 10 ครั้ง ได้ลักษณะของสัญญาณความดัน พร้อมทั้งสเปกตรัมของสัญญาณที่เหมือนกัน และนอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงเวลาของความดันซิสโตลิก พร้อมทั้งผลการวิเคราะห์สเปกตรัม มีลักษณะคล้ายกันทั้งหมด 10 ครั้ง พร้อมทั้งหาค่าความน่าเชื่อถือหรือ ICC มีค่ามากกว่า 0.9 กล่าวได้ว่าในการวัดคนคนเดียวสามารถให้ผลการวัดที่เหมือนเดิม และยังได้ทำการทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพปกติอีกหลายคนเพื่อดูลักษณะการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆ ซึ่งสามารถนำไปใช้ในทางคลินิกได้

5.2 วิจัยและข้อเสนอแนะ

ระบบการวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องที่บริเวณข้อมือ ถึงแม้ว่าจะมีผลดีจำหน่ายจากต่างประเทศและในราคาสูง แต่ก็ได้นำหลักการและเทคนิคเคยปรากฏในวรรณกรรมมาทำการทดลองและปรับปรุงเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด จากการที่ระบบดังกล่าวสามารถวัดสัญญาณความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องพร้อมทั้งวิเคราะห์ถึงการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณต่างๆได้ อย่างไรก็ตามในการออกแบบและการวัดความดันด้วยอุปกรณ์นั้นได้พบปัญหาต่างๆ ดังนี้

5.2.1 ในการวัดความดันจำเป็นต้องอาศัยความชำนาญของผู้วัดในการหาตำแหน่งหลอดเลือดบริเวณข้อมือที่เหมาะสม หากเลือกตำแหน่งไม่ดีอาจทำให้สัญญาณมีคลื่นรบกวน ลักษณะของสัญญาณผิดปกติ หรือมีขนาดเล็กจนไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้

5.2.2 อุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้นอาจเกิดความเสียหายในกรณีที่ตก หรือตามระยะเวลาการใช้งานเนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นจากวัสดุที่หาง่าย

5.2.3 การเชื่อมต่อกับโดยโปรแกรม Microsoft visual C# อาจมีความล่าช้าในการวัดและการประมวลผลเนื่องจากโปรแกรมที่ทำการออกแบบนั้นค่อนข้างใช้เวลาในการเปิดและการวิเคราะห์ อีกทั้งตัวโปรแกรมเองได้มีข้อจำกัดบางอย่างในการใช้งานเช่น การส่งข้อมูลที่โปรแกรมจัดการผิดพลาดในตอนเริ่มโปรแกรม ซึ่งอาจจะต้องปิดและเปิดโปรแกรมใหม่เพื่อเป็นการใช้งานโปรแกรม

5.2.4 ในการใช้งานอุปกรณ์เป็นการใช้งานแบบไร้สายทำให้มีข้อจำกัดการใช้ไฟจากแบตเตอรี่ซึ่งจำเป็นต้องเปลี่ยนหากไม่สามารถเชื่อมต่อกับตัวอุปกรณ์

เอกสารอ้างอิง

- [1] ประภัสสร อักษรพันธ์. การวัดสัญญาณชีพ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.publichealth.sru.ac.th/health/images/stories/pdf-word/03.pdf>
- [2] พวงทอง ไกรพิบูลย์. สัญญาณชีพ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://haamor.com/th/สัญญาณชีพ/>
- [3] The Joanna Briggs Institute. **Best Practice: Evidence Based Practice Information Sheets for Health Professionals**. 1999, p1-6
- [4] วรณฉัตร กระจ่างจันทร์. 2552. สัญญาณชีพ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://student.mahidol.ac.th/~u4809160/index.htm>
- [5] อ. อุไรรัตน์ สิงหนาท. การตรวจประเมินชีพจร. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.thaimed-spa.net/th/index.php?option=com_content&task=view&id=70&Itemid=42.
- [6] A.C. Dornhorst, M.D., P. Howard, M.B., and G.L. Leathart, M.B. “Respiratory Variation in Blood Pressure”, *Circulation*, 1952; pp 553-558.
- [7] Sheldon Magder, “Clinical Usefulness of Respiratory Variations in Arterial Pressure”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol 169, 2004, pp 151-155.
- [8] นางสาวอุทุมพร แสนสี. ระบบหายใจ. บทเรียนคอมพิวเตอร์ช่วยสอนบนเครือข่ายอินเทอร์เน็ต [Online]. เข้าได้จาก: <http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/human/lesson/lesson3.php>.
- [9] สนอง นาชัย. ระบบการหายใจ. [Online]. เข้าได้จาก : http://lms.thaicyberu.go.th/official_tcu/main/advcourse/presentstu/course/bk521/007sanong/_11.html
- [10] นิรนาม. ระบบการหายใจ. สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน [Online]. เข้าได้จาก : <http://kanchanapisek.or.th/kpsub/book/book.php?book=&chap=2 &page=t8 - 2 - infodetail20.html>
- [11] สมศรี ดาวฉาย. 2537. ความดันเลือด. จุลสารชมรม อุปกรณ์การแพทย์ ปีที่ 5. ฉบับที่ 14. หน้า 17-28
- [12] med.uc.edu, **Difference between Systolic Dysfunction and Diastolic Dysfunction**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.differencebetween.info/difference-between-systolic-dysfunction-and-diastolic-dysfunction>.
- [13] ลลิตา อาชานานุภาพ. 2522. วิธีการวัดความดันโลหิต. นิตยสารหมอชาวบ้าน. เล่มที่ 6

[14] Bersten and Soni's. **Anatomy of the arterial line waveform**. [Online]. เข้าได้จาก :

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<http://www.derangedphysiology.com/php/Art-Line/Intensive-Care----Normal-arterial-line-waveforms.php>.

- [15] บุญรอด วงษ์สวาท. **กฎของบอยล์**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.promma.ac.th/main/chemistry/solid_liquid_gas/Boyle_Law_1.htm.
- [16] จันทรา ชาญนุวงศ์. **กฎของบอยล์**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.sahavicha.com/?name=media&file=readmedia&id=2535>
- [17] M. Beals, L. Gross, S. Harrell. **Tension in Blood Vessels: Laplace's Equation**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.tiem.utk.edu/~gross/bioed/webmodules/tensionblood.htm>.
- [18] Hien Mattias, R, L. Reuben, J. Hammer, R. W. Else, C. Muir, “**Physical and dynamic models of the eye for tonometry applications**”, Springer Link, Volume 22, 2009, pp 2223-2227.
- [19] นิรนาม. **The Cardiovascular System: Blood Vessels**. [Online]. เข้าได้จาก : <http://classes.midlandstech.edu/carterp/Courses/bio211/chap19/chap19.html>.
- [20] Jichi Medical University Health Care Center, “**Clinical Assessment of Central Blood Pressure**” Miyashita H – Curr Hypertens Rev(1012).
- [21] สมศักดิ์ ชุ่มช่วย. **สัญญาณและระบบ**. [Online]. เข้าได้จาก : http://www.kmitl.ac.th/~kchsomsa/somsak/crse_mdsp/mdsp_c2_signal.pdf.
- [22] Randolph L. Moses, “**Introduction to Spectral Analysis**”, Prentice-Hall, Inc. Chapter2, P23-26.
- [23] Gary Drzewiecki, “**Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics**”, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [24] Mihui Wang, Peter W.Cheung, “**Non-invasive Continuous Blood Pressure Monitoring by the Unloading of Vascular Wall**”, Engineering in Medicine and Biology Society, 1989
- [25] Jia-Jung Wang, Shtng-Hong Liu, Ching-luan Chern and Jui-Hsaing Hsieh, “**Development of An Arterial Applanation Tonometer For Detecting Arterial Blood Pressure And Volume**”, Biomedical Engineering application, 2004.
- [26] Cang-Yi Ding, “**Continuous blood pressure measurement system based on low cuff pressure approach**”, SICE, 2007 Annual Conference, 2007, 779-782.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [27] Ariyadamrogkwan C., Chitsakul K., Treeriluxana S., “**Continuous non-invasive blood pressure monitoring based on applanation tonometry**”, Information and Communication Technology, Electronic and Electrical Engineering (JICTEE), 2014, 1-4.
- [28] Chacko N. Joseph, Cesare Porta, Gaia Casucci, Nadia Casiraghi, Mara Maffei, Marco Rossi, Luciano ernardi, “**Slow Breathing Improves Arterial Baroreflex Sensitivity and Decreases Blood Pressure in Essential Hypertension**”, Hypertension, Vol 46, 2005, pp 714-718.
- [29] Medcalc Software bvba, **Intraclass Correlation coefficient**, [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.medcalc.org/manual/intraclasscorrelation.php>.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;
using System.Threading;
using System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting;
using System.IO;
private void btnConnect_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        System.ComponentModel.IContainer components = new
System.ComponentModel.Container();
        port = new System.IO.Ports.SerialPort(components);
        port.PortName = comPort.SelectedItem.ToString();
        port.BaudRate = Int32.Parse(baudRate.SelectedItem.ToString());
        port.DtrEnable = true;
        port.ReadTimeout = 5000;
        port.WriteTimeout = 500;
        port.Open();

        readThread = new Thread(new ThreadStart(this.Read));
        readThread.Start();
        this.hardWorker.RunWorkerAsync();
        btnConnect.Text = "<Connected>";

        btnConnect.Enabled = false;
        comPort.Enabled = false;
        btnDisconnect.Enabled = true;
    }
private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
    {
        // Console.Beep();
        // chart1.ChartAreas[0].AxisY.Minimum = 0;
        foreach (string s in SerialPort.GetPortNames())
        {
            comPort.Items.Add(s);
        }
        if (comPort.Items.Count > 0)
            comPort.SelectedIndex = comPort.Items.Count - 1;
        else
            comPort.SelectedIndex = 0;

        baudRate.Items.Add("2400");
        baudRate.Items.Add("4800");
        baudRate.Items.Add("9600");
        baudRate.Items.Add("14400");
        baudRate.Items.Add("19200");
        baudRate.Items.Add("28800");
        baudRate.Items.Add("38400");
        baudRate.Items.Add("57600");
        baudRate.Items.Add("115200");
        baudRate.SelectedIndex = 2;
        this.SetStyle(ControlStyles.UserPaint, true);
        this.SetStyle(ControlStyles.AllPaintingInWmPaint, true);
        this.SetStyle(ControlStyles.OptimizedDoubleBuffer, true);
        this.DoubleBuffered = true; }

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข.
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Isoon Kanjanasurat, Suradej Tretriluxana. Modification of baroreflex sensitivity in Control breath. The 7th International Conference on Engineering and Technology (ICET); 19-20 June 2015; Phuket, Thailand.
2. Isoon Kanjanasurat, Suradej Tretriluxana. Non-invasive continuous blood pressure monitoring at radial artery. The 34th JSST Annual Conference International Conference on Simulation Technology (JSST2015); 12-14 October 2015; Japan.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล นายไอศูรย์ กาญจนสุรัตน์
วัน เดือน ปีเกิด 16 เมษายน พ.ศ.2535
สถานที่เกิด ขอนแก่น
ที่อยู่ 123/961 หมู่บ้าน ศูนย์แพทย์ 1 ถ.มิตรภาพ ต.ในเมือง
 อ.เมือง
 จ.ขอนแก่น 40002 โทร.085-7447640
 อีเมล pe_win99@hotmail.com
วุฒิการศึกษา 2557 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม
 สารสนเทศ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระ
 จอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการยอมรับ

- 2015 Attend The 7th International Conference on Engineering and Technology (ICET) in titled “Modification of baroreflex sensitivity in Control breath”, at Phuket, Thailand.
- 2015 Attend The 34th JSST Annual Conference International Conference on Simulation Technology (JSST2015) in titled “Non-invasive continuous blood pressure monitoring at radial artery”, at Toyama, Japan.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้